

**MÁRCIO PERES DE SOUZA**

**VLIS – EQUIPAMENTO VIBRATÓRIO DE BAIXA INÉRCIA PARA  
MUSCULAÇÃO**



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA  
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA

2016



**MÁRCIO PERES DE SOUZA**

**VLIS – EQUIPAMENTO VIBRACIONAL DE BAIXA INÉRCIA PARA  
MUSCULAÇÃO**

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para a obtenção do título de **DOUTOR EM ENGENHARIA MECÂNICA**.

Área de concentração: Mecânica dos Sólidos e Vibrações.

Orientador: Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo

Co-orientador: Prof. Dr. Marcos Pinotti Barbosa  
*"In memoriam"*

**UBERLÂNDIA – MG**

**2016**

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)  
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

---

S729v Souza, Márcio Peres de, 1981-  
2016 VLIS : equipamento vibracional de baixa inércia para musculação /  
Márcio Peres de Souza. - 2016.  
144 f. : il.

Orientador: Cleudmar Amaral de Araújo.

Coorientador: Marcos Pinotti Barbosa.

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Uberlândia, Programa  
de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.

Inclui bibliografia.

1. Engenharia mecânica - Teses. 2. Biomecânica - Teses. 3.  
Eletromiografia - Teses. 4. Vibração - Teses. I. Araújo, Cleudmar  
Amaral de, 1963- II. Barbosa, Marcos Pinotti. III. Universidade Federal  
de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.  
IV. Título.

---

CDU: 621

# **MÁRCIO PERES DE SOUZA**

## **VLIS – EQUIPAMENTO VIBRACIONAL DE BAIXA INÉRCIA PARA MUSCULAÇÃO**

Programa de Pós-graduação em Engenharia  
Mecânica da Universidade Federal de  
Uberlândia.

Área de concentração: Mecânica dos Sólidos e  
Vibrações.

Banca examinadora:

---

Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo – FEMEC/UFU – Orientador

---

Prof. Dr. Luciano Loporini Menegaldo – PEB/COPPE/UFRJ

---

Profa. Dra. Zilda de Castro Silveira – EESC/USP

---

Prof. Dr. Francisco Paulo Lépore Neto – FEMEC/UFU

---

Prof. Dr. Leonardo Sanches – FEMEC/UFU

---

Prof. Dr. Silvio Soares dos Santos – FAEFI/UFU

**Uberlândia, 08 de Abril de 2016.**



*Ao meu filho Felipe de Melo Peres pelos sorrisos  
que iluminam a minha vida neste momento de luta!!!*



## AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar e acima de tudo a Deus, por estar sempre ao meu lado e me carregar no colo nos momentos mais difíceis da minha vida;

Aos meus pais, Celso e Maria Augusta, vindos de famílias humildes e sem condições financeiras para estudar, fizeram de tudo para que eu tivesse a oportunidade. A eles, o meu eterno agradecimento;

À minha namorada, amiga e companheira Juliana Silva de Melo pelo apoio, compreensão e o carinho;

À Universidade Federal de Uberlândia e à Faculdade de Engenharia Mecânica pela oportunidade e credibilidade depositada em mim desde a minha graduação;

Ao professor Dr. Cleudmar Amaral de Araújo, mentor e orientador, por acreditar no meu potencial e dar todo apoio e suporte necessários. Sem sombra de dúvida, um exemplo de dedicação e companheirismo;

Ao Prof. Dr. Francisco Paulo Lepore Neto pelo conhecimento transmitido e pelo constante suporte prestado durante toda a realização deste trabalho;

Ao técnico Jonas Profeta pelo apoio essencial à realização deste trabalho;

Ao Eng. Warner Artur Siqueroli por fornecer toda a base necessária;

Aos amigos e colegas do Laboratório de Projetos Mecânicos, pelos bons momentos e por contribuírem para tornar possível esta conquista, em especial ao José Eduardo Arruda Neto;

Ao CNPq, e à CAPES pelo apoio financeiro concedido ao longo do trabalho.



Souza, M. P. VLIS – Equipamento vibracional de baixa inércia para treinamento muscular, 2016., 144 f. Tese de Doutorado, Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Engenharia Mecânica, Uberlândia, MG, Brasil.

## Resumo

Atualmente, a prática de exercícios resistidos visando melhorar o desempenho atlético e estético ou com objetivos fisioterápicos vêm se tornando uma prática importante e comum na sociedade. Em geral, a prática destes exercícios, denominados de musculação, utilizam equipamentos convencionais que, geralmente, possuem dispositivos de resistência com cabos e pilhas de pesos. Um dos inconvenientes destes sistemas é a limitação do treinamento em velocidades mais altas devido à inércia do equipamento. Neste caso, o treinamento específico de fibras rápidas é impraticável. Paralelamente, outros tipos de treinamento têm sido incorporados aos equipamentos convencionais utilizando sistemas com vibração mecânica. Apesar de ainda não serem totalmente esclarecidos os fenômenos biomecânicos relacionados ao uso de exercícios vibratórios, sabe-se que as vibrações mecânicas têm ação direta sobre os sistemas biológicos e podem ser utilizadas para melhorar a eficiência dos treinos físicos, na reabilitação e até mesmo na prevenção e tratamento de algumas doenças degenerativas. O objetivo deste trabalho foi projetar, fabricar e validar o protótipo de um equipamento para treinamento dos flexores do cotovelo, utilizando um novo sistema de resistência associado com vibrações mecânicas. Para solucionar o problema da inércia, um dispositivo do tipo came-mola-seguidor foi otimizado e acoplado como sistema de resistência na estrutura do protótipo. A curva do came foi obtida através de um modelo matemático que considera os efeitos de modificação do torque em função da biomecânica e da velocidade do movimento. O aumento da carga é feito de forma contínua alterando a pré-carga. Na estrutura do braço foi acoplado um sistema de vibração por rotação de massa desbalanceada. O comportamento dinâmico do protótipo foi simulado virtualmente no Inventor® e validado experimentalmente utilizando um grupo de 22 voluntários. Os resultados colhidos nos treinamentos mostraram a viabilidade da proposta inovadora do protótipo, evidenciando nos voluntários maiores ganhos de força e potência, quando comparado aos métodos tradicionais. Testes preliminares mostraram ser possível a aplicação de vibração na direção do encurtamento muscular durante os treinamentos e indicaram aumentos na ativação muscular com aplicação de vibrações mecânicas com frequência de 30 Hz e amplitude de oscilação de 1 mm no punho do participante.

---

**Palavras-chave:** Treinamento Muscular, Engenharia Biomecânica, Eletromiografia, Vibração Mecânica, Musculação.



Souza, M. P. VLIS – Low Inertia Vibration Equipment for Muscle Training, 2016, 144 p. Doctoral Thesis, Federal University of Uberlândia, School of Mechanical Engineering, Uberlândia, MG, Brazil.

## Abstract

Currently the practice of resistance training aiming to improve athletic performance, aesthetic or therapy goals have been making an important and common practice in society. In general, the practice of these exercises, called weight training, using conventional equipment which, normally, have resistance devices with wires and stacks of weights. One of the drawbacks of these systems is the limitation of training at higher speeds due to the inertia of the equipment. In this case, the specific training of rapid fibers is impractical. At the same time, other types of training have been incorporated into the conventional equipments using systems with mechanical vibration. Despite still not being fully clarified the biomechanical phenomena related to the use of vibratory exercises, it is known that the mechanical vibrations have direct action on biological systems and can be used to improve the efficiency of physical rehabilitation and training even in the prevention and treatment of some degenerative diseases. The aim of this work was to design, fabricate and validate a prototype equipment for training of elbow flexors, using a new system of resistance associated with mechanical vibration. To solve the problem of inertia, a cam-type device spring-follower has been optimized and coupled as resistance system on the structure of the prototype. The cam curve was obtained through a mathematical model that considers the effects of torque depending on modification of biomechanics and movement speed. The increased load is done continuously changing the preload. On the structure of the arm was coupled vibration system for unbalanced mass rotation. The dynamic behavior of the prototype was simulated virtually on the Inventor® and validated experimentally using a group of 22 volunteers. The results in training showed the feasibility of innovative prototype, showing greater strength gains to the volunteers when compared to traditional methods. Preliminary tests have shown that it is possible the application of vibration in the direction of the muscle shortening during training and indicated increases in muscle activation with application of mechanical vibration with frequency of 30 Hz and amplitude of oscillation of 1 mm at the handle of the volunteer.

---

**Key-words:** *Muscles training, Biomechanical Engineering, Electromyography, Mechanical Vibration, Weight training*



## Lista de Símbolos

<b>Símbolos</b>	<b>Significado</b>
$T_m(\theta)$	Torque motor disponível na articulação do cotovelo
$\theta$	Posição angular da articulação do cotovelo
$T_r(\theta)$	Torque resistente produzido pelo modulador de torque
$T_i(\theta)$	Torque resistente produzido pela inércia do equipamento
$\Delta R$	Variação da distância entre o centro do seguidor e centro de rotação do came
$\Delta R_i$	Diferença entre o valor do raio do came na posição analisada ( $R_i$ ) e na posição anterior ( $R_{i-1}$ )
$\Delta\theta$	Variação da posição angular
$\Delta\theta_i$	Diferença entre a posição angular analisada ( $\theta_i$ ) e a posição anterior ( $\theta_{i-1}$ ).
$pC/m/s^2$	Unidade de medida (picocoulomb por metro por segundo ao quadrado)
$mV/m/s^2$	Unidade de medida (milivolt por metro por segundo ao quadrado)
$mV/un$	Unidade de medida (milivolt por unidade de saída)
$V40m$	Teste de velocidade de corrida de 40 metros
$T_v(t)$	Torque devido a excitação vibratória
$Ag/AgCl$	Prata cloreto de prata
$k$	Constante elástica
$F_e$	Força elástica
$F_p$	Pré-carga da mola
$F_{en}$	Força elástica normal
$d$	Distância de $F_{en}$ até o centro de rotação
$R$	Distância entre o centro do seguidor e o centro de rotação do came

$R_i$	Raio do came na posição (i)
$R_o$	Raio inicial do came
$R_\theta$	Raio do came em uma posição arbitrária ( $\theta$ )
$\alpha$	Ângulo de pressão do came
$d\theta$	Deslocamento angular infinitesimal
$f_n$	Frequência natural (Hz)
$\omega_n$	Frequência natural (rad/s)
$k_t$	Rigidez torcional equivalente do sistema
$I$	Inércia equivalente de rotação do braço do equipamento
$I_\theta$	Inércia equivalente de rotação do braço do equipamento mais os braços do usuário
$I_c$	Inércia conhecida adicionada ao sistema
$\xi$	Fator de amortecimento
$\omega_{n1}$	Frequência natural do sistema sem contrapeso (rad/s)
$\omega_{n2}$	Frequência natural do sistema após a adição de uma massa conhecida de 1,53 kg (rad/s)
$f_{n1}$	Frequência natural do sistema sem contrapeso (Hz)
$f_{n2}$	Frequência natural do sistema após a adição de uma massa conhecida de 1,53 kg (Hz)
$k_{tm}$	Rigidez torcional equivalente da mola adicionada para os testes.
$k_{td}$	Rigidez torcional equivalente do braço do equipamento.
$E_{1-2}$	Energia mecânica do ponto $\theta_1$ para o ponto $\theta_2$
$E_{2-3}$	Energia mecânica do ponto $\theta_2$ para o ponto $\theta_3$
$V_{1-2}$	Energia potencial do ponto $\theta_1$ para o ponto $\theta_2$
$V_{2-3}$	Energia potencial do ponto $\theta_2$ para o ponto $\theta_3$
$T_{1-2}$	Energia cinética do ponto $\theta_1$ para o ponto $\theta_2$
$T_{2-3}$	Energia cinética do ponto $\theta_2$ para o ponto $\theta_3$

$W_{1-2}$	Trabalho do ponto $\theta_1$ para o ponto $\theta_2$
$W_{2-3}$	Trabalho do ponto $\theta_2$ para o ponto $\theta_3$
$T_{am}$	Torque de amortecimento
$T_{ad}$	Torque de amortecimento do dispositivo
$\theta_1$	Posição angular 1
$\theta_2$	Posição angular 2
$\theta_3$	Posição angular 3
$\theta$	Ângulo de rotação ou posição angular
$\dot{\theta}$	Velocidade angular, equivalente a (rad/s)
$\ddot{\theta}$	Aceleração angular (rad/s <sup>2</sup> )
$x$	Deslocamento linear
$\dot{x}$	Velocidade linear
$\ddot{x}$	Aceleração linear
$F(t)$	Função de excitação no tempo
$F(\omega)$	Função de excitação em frequência
$X(t)$	Posição no tempo
$X(\omega)$	Posição na frequência (rad/s)
$H(\omega)$	Função de transferência na frequência (rad/s)
$X(f)$	Deslocamento imposto na entrada por frequência (Hz)
$Y(f)$	Deslocamento imposto na saída por frequência (Hz)
$T(f)$	Função de transferência na frequência (Hz)
$t$	Tempo (s)
$c$	Constante de amortecimento
$F_d$	Força de desbalanceamento
$T$	Torque
$m$	massa
$e$	Distância entre a massa excêntrica e o centro de rotação
$\omega$	Velocidade angular (rad/s)



## Lista de Abreviaturas

<b>Símbolos</b>	<b>Significado</b>
Tmap	Torque modulado pelo ângulo de pressão
EV	exercício sob vibração ou exercício vibratório
VCI	vibração de corpo inteiro
WBV	Whole body vibration
RTV	reflexo tônico da vibração
OTG	Órgão Tendinoso de Golgi
eVDV	estimated vibration dose value (Valor da dose estimada de vibração)
ISO	International Organization for Standardization (Organização Internacional para Padronização)
UM	Unidade motora
UMT	Unidade musculotendínea
FM	Fuso muscular
VM	Velocidade de movimento
VL	Velocidade lenta
VR	Velocidade rápida
EMG	Eletromiografia
RM	Repetição máxima
GL	Grupo lento
GR	Grupo rápido
GC	Grupo controle

Tmap	Torque modulado pelo ângulo de pressão
EV	exercício sob vibração ou exercício vibratório
VCI	vibração de corpo inteiro
WBV	Whole body vibration
RTV	reflexo tônico da vibração
OTG	Órgão Tendinoso de Golgi
eVDV	estimated vibration dose value (Valor da dose estimada de vibração)
ISO	International Organization for Standardization (Organização Internacional para Padronização)
UM	Unidade motora
UMT	Unidade musculotendínea
FM	Fuso muscular
VM	Velocidade de movimento
VL	Velocidade lenta
VR	Velocidade rápida
EMG	Eletromiografia
RM	Repetição máxima
GL	Grupo lento
GR	Grupo rápido
GC	Grupo controle

MCV	Máxima contração voluntária
SCM	Salto com contramovimento
AVCI	Agachamento com vibração de corpo inteiro
SVA	Salto vertical agachado
TPE	Taxa de percepção de esforço
AEM	Atividade eletromiográfica
MMC	Mielomeningocele
EMG <sub>RMS</sub>	Raiz quadrada da media do sinal da eletromiografia Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive
SENIAM	Assessment of Muscles (Eletromiografia de superfície para a avaliação não invasiva dos músculos)
CEFI	Curso de educação física para idosos
NV	Grupo de treinamento sem vibração
35L	Grupo de treinamento vibratório de 35 Hz e 2-3 mm
50H	Grupo de treinamento vibratório de 50 Hz e 5-7 mm
ANOVA	Análise de variância
RF	Reto femural

## SUMÁRIO

Resumo.....	iii
Abstract.....	v
Lista de Símbolos.....	vii
Lista de Abreviaturas.....	xi
<b>CAPÍTULO I.....</b>	<b>1</b>
<b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>1</b>
<b>1.1. Objetivos.....</b>	<b>7</b>
<b>CAPÍTULO II.....</b>	<b>9</b>
<b>REVISÃO DA LITERATURA.....</b>	<b>9</b>
<b>2.1 Influência da Velocidade no Treinamento Resistido Convencional.....</b>	<b>14</b>
<b>2.2 Uso de Vibrações Mecânicas no Treinamento Muscular.....</b>	<b>18</b>
<b>2.2.1 Cuidados de segurança para o treinamento vibratório.....</b>	<b>22</b>
<b>2.2.2 Treinamento Muscular Utilizando Plataforma Vibratória.....</b>	<b>27</b>
<b>2.2.3 Treinamento Muscular com Aplicação de Vibrações Localizadas.....</b>	<b>33</b>
<b>2.2.4 Treinamento com Vibrações na Direção do Encurtamento Muscular.....</b>	<b>40</b>
<b>CAPÍTULO III.....</b>	<b>49</b>
<b>MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>49</b>
<b>3.1 Projeto e construção do equipamento.....</b>	<b>49</b>
<b>3.1.1 Modulação angular de torque resistivo – Princípio Tmap.....</b>	<b>50</b>
<b>3.1.2 Testes utilizando a primeira versão do protótipo.....</b>	<b>56</b>
<b>3.1.3 Curva de torque máximo disponível do gesto motor com velocidade variável.....</b>	<b>58</b>

3.1.4 Projeto e simulação do novo protótipo.....	61
3.1.5 Projeto e construção dos elementos utilizados no equipamento.....	64
3.1.6 Fabricação e caracterização do novo protótipo.....	68
<b>3.2. Solicitação de Patente do novo equipamento.....</b>	<b>78</b>
<b>3.3. Validação do equipamento de treinamento.....</b>	<b>78</b>
3.3.1 Amostra.....	78
3.3.2 O treinamento.....	79
3.3.3 Os testes.....	81
<b>3.4. Projeto e simulação do dispositivo de vibração.....</b>	<b>84</b>
3.4.1 Projeto do dispositivo de vibração.....	84
3.4.1 Simulação do dispositivo de vibração.....	88
<b>3.5. Construção e avaliação do dispositivo de vibração.....</b>	<b>89</b>
<b>CAPÍTULO IV.....</b>	<b>93</b>
<b>RESULTADOS.....</b>	<b>93</b>
<b>4.1. Modelo matemático proposto.....</b>	<b>96</b>
4.1.1 Testes para o primeiro protótipo.....	98
<b>4.2. Projeto e construção do novo came.....</b>	<b>99</b>
<b>4.3. Simulação computacional do novo protótipo.....</b>	<b>103</b>
<b>4.4. Fabricação do protótipo do equipamento.....</b>	<b>105</b>
<b>4.5. Análise do novo protótipo.....</b>	<b>106</b>
4.5.1. Análise estática.....	106
4.5.2. Análise dinâmica.....	108
4.5.3. Avaliação operacional do protótipo.....	110
4.5.4. Sistema de vibração mecânica do protótipo.....	115
<b>4.6. Discussão dos resultados.....</b>	<b>124</b>
<b>CAPÍTULO V.....</b>	<b>127</b>
<b>CONCLUSÕES .....</b>	<b>127</b>

<b>SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....</b>	<b>128</b>
<b>CAPÍTULO VI.....</b>	<b>129</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>129</b>
<b>CAPÍTULO VII.....</b>	<b>139</b>
<b>APÊNDICES.....</b>	<b>139</b>
<b>Apêndice A.....</b>	<b>139</b>
<b>Apêndice B.....</b>	<b>141</b>
<b>Apêndice C.....</b>	<b>142</b>



# CAPÍTULO I

## INTRODUÇÃO

O corpo humano é uma máquina e, portanto, não deve permanecer ocioso, sob pena de degeneração das partes e risco de colapso. Portanto é importante, para a promoção e a manutenção da saúde, que se mantenha o corpo em constante movimento com a prática diária de exercícios físicos. Contudo, a modernização da sociedade com a evolução tecnológica, cada vez mais facilita a realização das tarefas diárias proporcionando conforto e comodidade para o ser humano, levando à diminuição das exigências de realização de atividades físicas. Esses fatores podem causar aumento do sedentarismo, dois dos principais inimigos de uma boa qualidade de vida (RAMALHO et al., 2014).

A prática de exercícios físicos promove alterações positivas na composição corporal, melhorando a força muscular e a funcionalidade motora e diminuindo o risco de desenvolvimento de doenças crônico-degenerativas. Um indivíduo, com melhores condições de realizar as atividades físicas cotidianas, além de ter uma melhor resistência às doenças crônicas possui uma melhor qualidade de vida. Pois, de acordo com Pereira, Teixeira e Santos (2012), uma boa qualidade de vida pode ser entendida como a capacidade de realização das atividades diárias desejadas, tanto homeostáticamente quanto biomecânicamente, sem oferecer riscos ao perfeito funcionamento do organismo humano. Neste aspecto, de acordo com Nahas (2001), a qualidade de vida depende basicamente de força e de flexibilidade, quando pensamos no ponto de vista biomecânico. Os exercícios físicos de alongamento, aeróbicos e anaeróbicos, podem estimular tanto a força quanto a flexibilidade. Pessoas mais fortes realizam as mesmas tarefas usando um número menor de fibras, o que significa menor intensidade de esforço e consequentemente, menores repercuções hemodinâmicas por mecanismos reflexos.

Portanto, é fundamental para melhorar a qualidade de vida e a saúde de forma geral, a prática regular de atividades físicas tais como caminhada, corrida, ciclismo, natação,

hidroginástica e musculação e a manutenção de bons hábitos alimentares. Neste aspecto, a prática de exercícios resistidos combinada a bons hábitos alimentares, tem cada vez mais se mostrado como um ótimo método para se obter saúde e qualidade de vida, sendo indicado para pessoas de qualquer idade e sexo, e sua aplicabilidade em programas de reabilitação específicos para idosos e deficientes físicos é de grande interesse, sendo extremamente úteis e eficazes.

Tanto para o caso de melhoria da qualidade de vida quanto para o caso de aumentos do rendimento de atletas durante a fase de treinamento, é importante saber manipular os parâmetros de treino para que se obtenha o resultado esperado nas competições. A velocidade de movimento utilizado nos treinos tem um papel importante nos resultados agudos e crônicos da força muscular, na potência e na hipertrofia, podendo ser manipulados para obter melhorias no desempenho atlético e mobilidade (PETRELLA, et al., 2007; GARCÍA-PALLARÉS; IZQUIERDO, 2011; GURJÃO et al., 2012; REID; FIELDING, 2012).

A prescrição de um treinamento muscular deve considerar, além dos parâmetros próprios do treinamento, o respeito aos princípios básicos como o da individualidade biológica, da adaptação, da sobrecarga e da especificidade. Todos eles são de grande importância dentro do treinamento. De acordo com Dantas (1995), o princípio da especificidade impõe, como ponto essencial, que o treinamento deve ser prescrito de acordo com requisitos específicos do desempenho motor que se deseja melhorar, em termos da qualidade física interveniente, do sistema energético preponderante, do segmento corporal utilizado no gesto e das coordenações psicomotoras utilizadas. Em outros termos, estímulos específicos produzem adaptações específicas, otimizando os resultados quando os exercícios são específicos para a modalidade ou objetivos em questão.

No treinamento de esportistas e atletas é importante que a prática seja sistematizada para melhora do rendimento. Nesse aspecto, o treinamento individualizado é o mais indicado para que haja melhora nos resultados, e isso implica na manipulação de inúmeros fatores de treinamentos que podem levar à obtenção de resultados distintos. Dentre esses fatores estão a escolha e a ordem dos exercícios, a intensidade, o volume, intervalos de recuperação, frequência semanal e velocidade de movimento (VM) (AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE POSITION STAND, 2009).

Um dos tipos mais comuns de treinamento físico é a musculação, definida como uma atividade física desenvolvida predominantemente através de exercícios analíticos, utilizando resistências progressivas fornecidas por recursos materiais tais como: halteres, barras, anilhas, aglomerados, módulos, extensores, peças lastradas, o próprio corpo e/ou

segmentos (GODOY, 1994). Esse tipo de exercício tem tido um destaque especial no cenário atual, principalmente em decorrência da evolução científica que apresentou nas últimas décadas com o aumento das publicações de pesquisas e artigos sobre seus benefícios e segurança na prática (MYERS, 2015).

A musculação pode ser analisada em dois tipos de exercícios: Os isométricos e os dinâmicos. Os exercícios isométricos podem ser realizados com o uso de barras e halteres, com ou sem o suporte de uma estrutura própria. Devido à sua característica, não são necessárias de máquinas com mecanismos especializados para serem realizados, uma vez que não há movimento e as cargas são estáticas. Já os exercícios dinâmicos podem envolver encurtamento ou alongamento do músculo e, portanto as cargas envolvidas devem ser móveis.

Um dos principais objetivos dos praticantes de musculação é o aumento da massa corporal magra, sejam esses indivíduos atletas de alto nível de rendimento ou apenas pessoas com desejo de melhora da qualidade de vida (SCHOENFELD, 2013). Como existe uma correlação direta entre a área de secção transversa do músculo esquelético e sua produção de força, os atletas de modalidades que exigem força muscular tais como futebol, rugby e luta livre, possuem como objetivo primário no treinamento de força a hipertrofia muscular e consequente melhora no rendimento específico esportivo (SCHOENFELD, 2013). Paralelamente, quando se trata da realização de exercícios resistidos por pessoas idosas ou deficientes físicos, a utilização de máquinas é indispensável, pois nestes casos o praticante necessita de apoio e equilíbrio para realizar os exercícios. O uso de máquinas por si só pode ajudar no desenvolvimento e recuperação de capacidades físicas simples do cotidiano como a capacidade de caminhar. Elas permitem trabalhar separadamente e com segurança os grupos musculares debilitados, melhorando a postura, o equilíbrio e a locomoção. Essas debilidades normalmente são causadas por doenças ou mesmo pela idade avançada, como por exemplo, recuperar. Os exercícios físicos também são capazes de induzir adaptações que retardam o declínio de diversas funções orgânicas desencadeadas a partir do envelhecimento.

De acordo com Foran (1985), as máquinas de treinamento muscular têm um papel importante na estabilização do corpo e na limitação dos movimentos articulares, reduzindo a ação dos músculos sinergistas e priorizando a ativação dos músculos motores primários. Nesse sentido, os equipamentos para treinamento muscular com pesos sempre foram considerados de extrema importância devido à segurança oferecida e a sua acessibilidade econômica. A diversidade de equipamentos para treinamento não para de crescer e existem

cada vez mais tipos distintos de equipamentos que são utilizados para o mesmo tipo de treinamento.

Apesar da importância dos equipamentos de treinamento, principalmente quando se trata da segurança do praticante, a grande maioria dos equipamentos encontrados no mercado funciona com o princípio da movimentação de massas para geração de resistência. Por se tratar de deslocamento de grandes inércias, os treinamentos com maiores velocidades tornam-se inviáveis. Outro problema observado nessas máquinas é a variação discreta de carga que dificulta a possibilidade de treinamento com uma carga específica para um determinado indivíduo. Por exemplo, um atleta que precisa executar um determinado treinamento com carga e velocidade específicas poderia encontrar dificuldades de executá-lo em um equipamento convencional. Idosos e pessoas com necessidades especiais também encontram dificuldades de utilizar os equipamentos de musculação convencionais, evidenciando a necessidade de desenvolver novos equipamentos e novos métodos de treinamento muscular que atendam essas carências.

Com a evolução dos estudos acerca dos efeitos benéficos que podem ser obtidos com o uso de vibrações mecânicas em paralelo com o treinamento de força, torna-se interessante que os equipamentos de treinamento e reabilitação permitissem o uso desse recurso como forma de auxiliar no desempenho final. Uma máquina que seja capaz de proporcionar, de forma adequada, um estímulo vibratório, enquanto o indivíduo realiza o exercício resistido convencional, poderia ser mais eficiente. De acordo com Bosco et. al (1999), o usuário poderia responder melhor ao treinamento realizado, uma vez que, sua vibração causa um aumento da resposta neuromuscular.

Historicamente, os primeiros estudos realizados sobre os efeitos da vibração nos músculos humanos foram realizadas por Rood (1860) (apud CARLSOO, 1982). O estudo consistiu da observação de fortes contrações involuntárias na mão e no braço durante a aplicação de vibração com frequência de 60 Hz e amplitude de 6 mm na mão. Entretanto, os primeiros estudos envolvendo a aplicação de vibrações mecânicas em ciências do esporte foram realizados por cientistas russos. Estes estudos foram conduzidos durante a década de 1980, como alternativa para melhorar a força e a flexibilidade de ginastas treinados e os resultados foram comparados com os obtidos com uso dos métodos de treinamento de força e flexibilidade convencionais (ISSURIN; TENENBAUM, 1999; CARDINALE; ERSKINE, 2008). Contudo, existem poucas informações na literatura a respeito dos resultados obtidos nestes trabalhos.

Nos últimos anos, a quantidade de estudos acerca dos efeitos causados pelas vibrações no corpo humano tem crescido bastante e no contexto esportivo este novo recurso de treinamento tem ganhado importância na melhoria dos ganhos de força e potência. No entanto, não existe ainda um consenso sobre efetividade desse método, bem como as respostas neuromusculares à vibração (MESTER; KLEINÖDER; YUE, 2006; CARDINALE; ERSKINE, 2008). Os efeitos causados pela vibração no corpo humano dependem de vários fatores, como frequência da vibração, amplitude, duração do estímulo, direção da vibração e da área corporal em contato com a fonte vibratória. Na maioria dos estudos já realizados, existem dificuldades de se controlar os parâmetros de amplitude e frequência que efetivamente chegam ao músculo alvo.

Existem no mercado vários equipamentos que utilizam o princípio da aplicação de vibrações mecânicas, porém a grande maioria deles não possui validação científica e/ou não proporcionam segurança e efetividade aos usuários. Estes equipamentos são, em geral, frutos da agressividade de empresas do mercado de “fitness” que comercializam plataformas vibratórias de forma indiscriminada nas quais não existem garantias de que a magnitude da vibração escolhida corresponda àquela gerada pelo dispositivo e se realmente alcança a porção do corpo acoplada a ele (CARDINALE; ERSKINE, 2008).

Ainda não existe na literatura um consenso sobre os mecanismos exatos que comandam a resposta do corpo humano à aplicação de vibrações mecânicas e embora não tenham sido encontrados estudos que avaliassem os padrões de disparo das unidades motoras (UM) durante o treinamento com adição de vibrações, existem vários estudos acerca das respostas neuromusculares de músculos isolados submetidos à vibração. De acordo com Carlsoo (1982), a consequência mais comum da aplicação de vibração nos músculos é o reflexo tônico de vibração (RTV), que aparece como resposta à estimulação dos fusos musculares se assemelhando ao clássico reflexo miotático. O aparecimento do RTV é proveniente na maior parte da atividade de vibração induzida das fibras aferentes /a dos fusos musculares (DE GAIL; LANCE; NEILSON, 1966).

Existem na literatura relatos de estudos que procuraram solucionar o problema da transmissibilidade da vibração no corpo humano aplicando-a na direção do encurtamento muscular. Alguns autores estudaram a aplicação de vibrações mecânicas durante a realização de exercícios isométricos (ISSURIN; LIEBERMANN; TENENBAUM, 1994; ISSURIN; TENENBAUM, 1999), enquanto outros tentaram estudar os efeitos da vibração durante a realização de exercícios dinâmicos (SILVA, et al., 2008; SILVA, 2009; COUTO, 2009; COUTO et al., 2012). Entretanto, em ambos os casos não houve uso de uma

modelagem dinâmica do grupo muscular trabalhado ou do membro exposto à vibração para tentar estimar os parâmetros de vibração que efetivamente chegam ao músculo e seus proprieceptores.

O maior problema observado nestes estudos, relacionados à vibração, é a falta de equipamentos adequados para esse tipo de treinamento. Além disso, nenhum deles permite seu uso em conjunto com treinamentos em alta velocidade devido, principalmente, aos efeitos da alta inércia dos dispositivos de treinamento muscular convencionais e a grande maioria deles são adaptações criadas apenas para uso nos estudos e seria muito difícil sua utilização em treinamentos realizados por atletas ou sua utilização cotidiana em academias.

Neste cenário, o objetivo deste trabalho é projetar, fabricar e validar um novo protótipo de equipamento para treinamento muscular dos flexores do cotovelo, utilizando como sistema de carga um dispositivo com came-mola-seguidor. Pretende-se possibilitar a realização de treinamentos musculares em maiores velocidades associados com a produção e aplicação de vibração mecânica de forma controlada na direção do encurtamento muscular.

O protótipo foi projetado e construído com um sistema de vibração na direção da contração muscular. Esse sistema foi adaptado no novo equipamento de treinamento dos flexores do cotovelo.

Este trabalho foi organizado da seguinte forma:

No capítulo II é feita a revisão da literatura, em busca de informações sobre estudos precedentes que abordem o tema estudado.

No capítulo III são apresentados os materiais e os métodos utilizados neste estudo, desde a escolha do gesto motor a ser estudado, metodologia de obtenção da curva de torque máximo disponível, concepção e o projeto do novo equipamento, seleção da amostra, validação do equipamento, projeto e construção do sistema de vibração e avaliação prévia do comportamento do sistema de vibração.

No capítulo IV são apresentados e discutidos todos os resultados obtidos durante a realização dos projetos e avaliações apresentados no capítulo anterior.

No Capítulo V são apresentadas as conclusões baseadas nos resultados obtidos neste trabalho e as sugestões para trabalhos futuros.

Apesar de o trabalho estar ordenado por capítulos, a Fig. (1.1) mostra um fluxograma simplificado da ordem de realização das etapas do trabalho.



Figura 1.1 – Fluxograma simplificado da realização das etapas do trabalho.

## 1.1. OBJETIVOS

Objetivos específicos:

- Verificar se novo dispositivo de resistência otimizado (came-mola-seguidor) permite realizar treinamento muscular dos flexores do cotovelo em altas velocidades;
- Verificar se o protótipo proporciona maior ganho de força no treinamento dos flexores do cotovelo quando comparado a um equipamento convencional similar;
- Verificar se o protótipo proporciona maior ganho de potência no treinamento dos flexores do cotovelo quando comparado a um equipamento convencional similar;
- Verificar se existe diferença na ativação muscular pós-treinamento no equipamento convencional e no novo protótipo;
- Verificar se é possível associar ao protótipo um sistema de vibração mecânica na direção do encurtamento muscular;
- Verificar se a aplicação da vibração mecânica na direção do encurtamento muscular proporciona aumento na ativação muscular.
- Avaliar o movimento de flexão do cotovelo e verificar se o torque gerado sofre maior influência da velocidade do que da biomecânica articular;



## CAPÍTULO II

### REVISÃO DA LITERATURA

O bom estado das funções biológicas do ser humano é indispensável para uma boa qualidade de vida de qualquer indivíduo e principalmente para um bom desempenho quando se trata de atletas de alto rendimento. Contudo, a modernização da sociedade e a evolução tecnológica veem na contramão das práticas responsáveis para uma boa qualidade de vida, pois o conforto e a comodidade gerados causam a diminuição das exigências de movimento corporal e consequente diminuição na realização de atividades físicas. Além disso, essas transformações também produziram impacto na estrutura etária da população e na distribuição quanto à morbidade, aumentando a idade média da população (FRAZÃO e NAVEIRA, 2006; CARVALHO e GARCIA, 2003).

Do ponto de vista biomecânico, a qualidade de vida depende basicamente de força e de flexibilidade (NAHAS, 2001). Os exercícios físicos podem estimular tanto a força quanto a flexibilidade, podendo ser usados os exercícios de alongamento e os resistivos. Um indivíduo que realiza exercícios físicos periodicamente tem melhores condições de realizar as atividades físicas cotidianas além de ter uma melhor resistência às doenças crônicas quando comparado a um indivíduo fisicamente debilitado, possuindo, portanto, uma melhor qualidade de vida.

Dentre as alterações fisiológicas que acompanham o envelhecimento, a degeneração do sistema musculoesquelético tem grande influência no desempenho das atividades de vida diárias da população idosa (KERRIGAN, TODD e DELLA CROCE, 1998). A dependência funcional comumente observada em idosos está fisiologicamente associada principalmente à perda significativa de capacidades físicas, tais como força, flexibilidade, resistência aeróbica, anaeróbica e muscular localizada, velocidade, coordenação, equilíbrio, ritmo, agilidade e descontração (HIRANO, FRAGA e MANTOVANI, 2007; SOUSA et al, 2012). Enquanto isso, os aspectos morfológicos estão intimamente relacionados à perda da massa muscular, aumento do tecido adiposo, redução da densidade mineral óssea,

afetando de maneira drástica manutenção da postura corporal. A prática regular de atividades físicas tem o potencial de manter ou reverter a perda dessas capacidades tão importantes na vida de qualquer ser humano (MCARDLE, KATCH e KATCH, 2008).

A prática de exercícios resistidos sempre foi um ótimo método para obtenção de saúde e da qualidade de vida, sendo indicado para pessoas de qualquer idade e sexo, variando apenas o protocolo utilizado. Desta forma, sua aplicabilidade em programas de treinamento específicos para idosos e deficientes físicos é de grande interesse, sendo extremamente úteis e eficazes. Contudo nestes casos em especial a utilização de máquinas é indispensável, pois o praticante necessita de apoio e equilíbrio para realizar os exercícios. O uso de máquinas pode ajudar no desenvolvimento e recuperação de capacidades simples que doenças ou mesmo a idade avançada debilitam no indivíduo, como por exemplo, recuperar a capacidade de caminhar de um idoso, trabalhando separadamente e com segurança os grupos musculares debilitados e responsáveis pela postura, equilíbrio e locomoção.

Outro método de treinamento muscular é o treinamento com utilização de vibrações mecânicas, seja como aplicação localizada ou como vibração de corpo inteiro (VCI). Os primeiros experimentos que investigaram os efeitos da vibração nos músculos humanos foram realizados por Rood (1860, apud CARLSOO, 1982). Seus experimentos consistiram da aplicação de vibração com frequências de 60 Hz e amplitude de 6 mm na mão, e mostraram que a vibração era acompanhada de fortes contrações involuntárias na mão e no braço. Este método tem se mostrado como uma ótima opção para substituir ou complementar os treinamentos de resistência convencionais.

De acordo com Griffin, (2012), a vibração é por definição um movimento oscilatório alternado e normalmente com baixos valores de amplitude. A extensão do movimento caracteriza a amplitude e a taxa de repetição dos ciclos determina a frequência da vibração. Ainda segundo esse autor, quando as oscilações futuras podem ser previstas através do conhecimento das oscilações anteriores, a vibração é chamada de determinística e quando as oscilações podem ser determinadas apenas por parâmetros estatísticos, a vibração é chamada de estocástica ou aleatória. Tanto a vibração determinística quanto a estocástica podem ser subdivididas, conforme representado na Fig. (2.1).

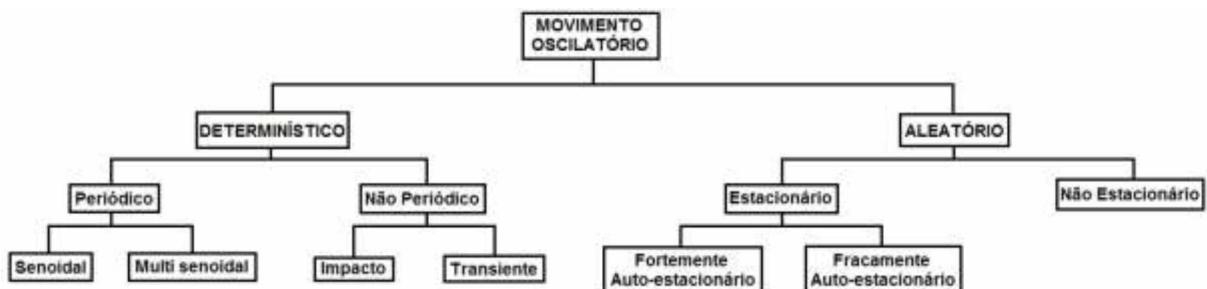


Figura 2.1 – Categorização dos tipos de movimentos oscilatórios (Fonte: Adaptado de GRIFFIN, 2012).

Um número crescente de estudos tem procurado compreender os efeitos das vibrações mecânicas no corpo humano, sobretudo os efeitos que a vibração pode causar sobre exercícios de reabilitação e treinamento muscular bem como sua influência no tratamento de algumas doenças degenerativas (RUBIN et al., 1998; BOSCO et al., 1999). Alguns autores também têm sugerido que o uso de vibração mecânica pode ser uma forma alternativa de intervenção capaz de otimizar a força muscular de idosos (BOGAERTS et al., 2007; MACHADO et al., 2010; ROELANTS, DELECLUSE e VERSCHUEREN, 2004; VERSCHUEREN et al., 2011; VON STENGEL et al., 2012).

À medida que mais estudos são realizados fica evidente que a influência das vibrações no corpo humano podem ser benéficas ou prejudiciais ao organismo dependendo principalmente, do tempo de exposição, das faixas de frequências e amplitudes das excitações. A influência das vibrações mecânicas nos ganhos de exercícios resistidos e sobre o desempenho esportivo dependem também das características do indivíduo treinado, gênero, força e nível de treinamento (BAZETT-JONES, FINCH e DUGAN, 2008). A faixa de frequências mais utilizada nos exercícios vibratórios é de 25 a 40 Hz e tem apresentado resultados positivos e significativos em vários aspectos, inclusive no desempenho de treinamento da potência máxima (ISSURIN e TENENBAUM, 1999), da altura máxima alcançada em saltos com contra movimento (DELECLUSE, ROELANTS e VERSCHUEREN, 2003). Estudos (LUO; MCNAMARA; MORAN, 2005) mostraram que a ativação muscular seria mais eficaz quando utilizada uma frequência de estimulação dentro da faixa de 30 a 50 Hz.

Randall; Matthews; Stiles (1997) relatam a existência de estudos demonstrando que a frequência natural do corpo humano está situada entre 2,5 e 16 Hz (dependendo da região e da posição do corpo). De acordo com Goel; Park; Kong (1994), a utilização vibrações mecânicas com frequências, entre 5 e 15 Hz, é capaz de induzir a coluna lombar à ressonância. Ainda de acordo com Mester; Kleinöder; Yue (2006), não devem ser utilizadas frequências de excitação mecânica abaixo de 20 Hz no corpo humano para minimizar o risco de lesões causadas pela ressonância do corpo humano.

O treinamento de força combinado com a adição de vibrações mecânicas aos parâmetros típicos do treinamento de força muscular é denominado treinamento com vibrações ou exercício sob vibração (EV) (LUO et al., 2009). No caso da aplicação de EV para melhorar o desenvolvimento do desempenho esportivo, é muito importante determinar, além dos parâmetros de frequência e amplitude, o protocolo de exercícios relacionado ao tipo de treinamento, a intensidade do treinamento, o tempo de treinamento, o número e a duração dos períodos de recuperação (LUO; MCNAMARA; MORAN, 2005b; MESTER; SPITZENPFEIL; YUE, 2006).

Em geral, os estudos que exploram a aplicação de vibrações mecânicas durante o treinamento de força são realizados de três formas, VCI, vibração localizada e na direção do encurtamento muscular. O treinamento com VCI é um método que utiliza a aplicação indireta das vibrações no qual geralmente são utilizadas plataformas vibratórias para aplicação da vibração nos pés do indivíduo e daí transmitidas aos músculos pelos tecidos corporais (LUO, MCNAMARA; MORAN, 2005a; MARÍN; RHEA, 2010). O método que utiliza a vibração localizada pode ser realizado aplicando a vibração, direto no ventre muscular (MARTIN; PARK, 1997), no tendão do músculo alvo (LUO, MCNAMARA; MORAN, 2007), ou ainda na direção da resultante das forças musculares (COUTO et al., 2012).

O uso de vibrações mecânicas em conjunto com o treinamento resistido, parece ser o caminho para acelerar e otimizar os ganhos de força muscular em atletas e não atletas (WILCOCK et al. 2009; MARÍN; RHEA, 2010). Pois grande parte dos estudos realizados até o momento demonstraram efeitos positivos, agudos e crônicos, no desempenho de força e potência muscular devido à adição de vibrações mecânicas no treinamento de força (DELECRUSE; ROELANTS; VERSCHUEREN, 2003; SILVA; COUTO; SZMUCHROWSKI, 2008; BEDIENT et al. 2009; ARMSTRONG; GRINNEL; WARREN, 2010; MACHADO et al. 2010, MARÍN; RHEA, 2010). Contudo, ainda não existe unanimidade entre os estudos em relação aos resultados e parâmetros do treinamento (MESTER; SPITZENPFEIL; YUE 2006; WILCOCK et al., 2009).

De acordo com Wilcock et al. (2009), o maior aumento da massa muscular treinada é uma das principais adaptações crônicas do treinamento com adição de vibrações, sendo responsável por um maior aumento na produção de força muscular. Os autores sugerem ainda que essa adaptação pode ocorrer devido ao aumento da produção de hormônios anabólicos, porém existe ainda a necessidade de estudos longitudinais e específicos.

Alguns autores sugerem que as alterações rápidas e alternadas causadas pela vibração no comprimento da unidade músculotendínea (UMT) estimula as terminações aferentes *Ia* e *II* dos fusos musculares (FM). Como consequência, ocorre a excitação dos motoneurônios alfa pelas terminações *Ia*, promovendo uma contração reflexa da

musculatura homônima (músculos agonistas) modulando a rigidez da UMT e amortecendo os estímulos vibratórios (CARDINALE; BOSCO, 2003; RITTWEGER, 2010).

Cardinale e Bosco (2003) relatam que quando a vibração é aplicada sobre o músculo relaxado ela causa uma contração tônica do músculo, denominada reflexo tônico de vibração (RTV). Conjuntamente com a contração tônica do músculo agonista os autores observaram a inibição do músculo antagonista. Este mecanismo é denominado inibição recíproca e foi sugerido como um dos fatores que explicam os maiores valores de potência mecânica e maiores valores de pico de força e força média (BOSCO et al. (1999) FERREIRA, (2010)). Ainda segundo estes autores, não foram encontradas diferenças de ativação para a musculatura agonista e não houve verificação da atividade eletromiográfica dos músculos antagonistas.

Segundo Rittweger (2010), a taxa de descarga das terminações primárias e secundárias dos FM parece declinar com o aumento do tempo de estimulação vibratória, enquanto a taxa de descarga dos Órgãos Tendinosos de Golgi (OTG) tende a aumentar. A aplicação de vibração direto no músculo provoca a supressão do reflexo de estiramento, em contraste ao comportamento do RTV. Esse fenômeno provavelmente se deve à inibição pré-sináptica da via aferente *Ia* que responde ao estiramento da UMT, induzida por um interneurônio inibitório. Outro mecanismo que pode explicar a inibição reflexa é uma possível redução da sensibilidade dos receptores do FM (RIBOT-CISCAR; ROSSI-DURAND; ROLL, 1998)

Alguns estudos mostraram que a amplificação da resposta à vibração não é exclusiva de sistemas sensoriais (CORDO et al., 1996; FALLON, CARR; MORGAN, 2004), mas que também pode ser observada usando o próprio sistema motor (MARTÍNEZ et al. 2007). Esses autores sugerem ainda que uma vibração com menor amplitude deve aumentar o reflexo de estiramento por causar um aumento da sensibilidade das terminações primárias do FM (LUO; MCNAMARA; MORAN, 2008; LUO et al., 2009).

Vários autores observaram que o tratamento vibratório não é responsável por induzir um aumento agudo do desempenho neuromuscular (LUO, MCNAMARA; MORAN, 2005a; LUO, MCNAMARA; MORAN, 2008; LUO et al., 2009; MARIN; RHEA, 2010). Entretanto, outros autores levantaram a hipótese de que a aplicação de vibração pode aumentar o desempenho neuromuscular através da redução da atividade eletromiográfica da musculatura antagonista, por meio do mecanismo de inibição recíproca (BOSCO, CARDINALE; TSARPELA, 1999; RITTWEGER, 2010). Contudo, estes autores não avaliaram o comportamento eletromiográfico da musculatura antagonista durante a realização de seus treinamentos. Contudo, não existe ainda um consenso na literatura em

afirmar se a adição de vibrações produz ou não algum efeito agudo sobre as respostas neuromusculares durante o treinamento resistido.

## 2.1 INFLUÊNCIA DA VELOCIDADE NO TREINAMENTO RESISTIDO CONVENCIONAL

A prática contínua de programas de treinamento resistido é uma estratégia segura e eficaz para a promoção e a manutenção da saúde, reduzindo o risco de desenvolvimento de doenças crônico-degenerativas, aumentando a funcionalidade motora em idosos, causando alterações positivas na composição corporal e melhorando a força muscular em diferentes faixas etárias.

Contudo, existem inúmeras possibilidades de manipulação de fatores nos treinamentos que permitem a obtenção de resultados muito distintos. As principais variáveis que podem ser manipuladas são as variáveis agudas como a ação muscular, a intensidade, o volume, escolha e ordem dos exercícios, intervalos de recuperação, frequência semanal e velocidade de movimento (VM) (AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE POSITION STAND, 2009; BIRD; TARPPENNING; MARINO, 2005).

Dentre essas variáveis, vários estudos têm demonstrado que a manipulação da VM tem importante papel nas respostas agudas e crônicas da força muscular, em adultos jovens e idosos, contudo, não se sabe qual a velocidade mais adequada para tais melhorias. Estudos crônicos têm demonstrado que a manipulação da VM tem proporcionado aumento da força máxima (dinâmica ou isométrica), potência, taxa de desenvolvimento de força e hipertrofia de indivíduos em diferentes faixas etárias e níveis de treinamento, auxiliando na melhora do desempenho atlético ou mesmo na mobilidade de idosos (REID; FIELDING, 2012; GARCÍA-PALLARÉS; IZQUIERDO, 2011; GURJÃO *et al.*, 2012; HAKKINEN *et al.*, 2001; PETRELLA *et al.*, 2007).

A maioria dos estudos encontrados tem mostrado que os treinamentos com velocidades rápidas promovem maiores aumentos na hipertrofia e força muscular em jovens (SHEPSTONE *et al.*, 2005) e na potência em idosos (FIELDING *et al.*, 2002), enquanto que para o desenvolvimento da força a velocidade lenta é mais efetiva (SIGNORILE *et al.*, 2005). Existem também estudos que mostram aumento da força, potência e hipertrofia muscular em jovens e idosos independente da VM treinada (TANIMOTO; ISHII, 2006; (CLAFLIN *et al.*, 2011). Existem ainda outras considerações a serem feitas como o fato de que indivíduos jovens e idosos podem responder de maneira diferenciada ao treinamento, pois o processo de envelhecimento promove reduções progressivas na força e, principalmente na potência

muscular, fatores esses que contribuem para diminuição da independência e qualidade de vida (FOLLAND; WILLIAMS, 2007; SILVA; FARINATTI, 2007).

Fielding et al. (2002) avaliaram um total de 30 mulheres idosas com limitações funcionais submetidas a 16 semanas de treinamento de extensão do joelho em um equipamento de leg press com frequência de 3 dias por semana, sendo cada treino composto de 3 séries de 8 repetições a 70% de 1RM. As voluntárias foram divididas em dois grupos, no primeiro grupo (VR) as voluntárias foram instruídas a realizarem a fase concêntrica do movimento o mais rápido possível, mantendo a máxima extensão por 1 segundo e completando a fase excêntrica em 2 segundos enquanto no segundo grupo (VL) as voluntárias foram instruídas a realizarem a fase concêntrica do movimento em 2 segundos, mantendo a máxima extensão por 1 segundo e completando a fase excêntrica também em 2 segundos. Os autores relatam um aumento de força, medido pelo teste de 1RM, similar entre os dois grupos treinados e um aumento significativamente maior da potência muscular no grupo de treinamento de maior velocidade.

Farthing e Chilibeck (2003) utilizaram um grupo de 24 voluntários, homens e mulheres jovens destreinados, para avaliar o efeito do treinamento concêntrico e excêntrico realizados em um dinamômetro isocinético em duas velocidades diferentes. Os voluntários foram divididos aleatoriamente em 2 grupos, o primeiro grupo ficou composto por 4 homens e 9 mulheres e o segundo por 7 homens e 6 mulheres. Os protocolos de treinamento foram realizados em 16 semanas, nas 8 semanas iniciais os voluntários realizaram treinamento excêntrico dos flexores do cotovelo de um dos braços escolhido aleatoriamente e após um intervalo de 5 semanas os voluntários foram submetidos ao treinamento concêntrico dos flexores do cotovelo do outro braço por mais 8 semanas. Os treinamentos ocorreram com frequência de 3 dias por semana, usando incrementos de 2 e 6 séries de 8 repetições máximas, nas quais o primeiro grupo realizou os treinamentos com velocidade de contração de 180°/s e o segundo com velocidade de 30°/s. Testes realizados antes e após os treinamentos mostraram que o treinamento realizado em maiores velocidades promoveu maior hipertrofia e maior aumento da força muscular dos flexores de cotovelo.

Signorile et al. (2005) em seu trabalho utilizaram 17 voluntárias idosas fisicamente inativas realizando treinamento durante 9 semanas com frequência de 3 dias por semana onde os exercícios de potência (VR) foram realizados com 2-3 séries de 10 repetições usando velocidade de 4,73 rad/s e os exercícios de força foram realizados com 2-3 séries de 6 repetições com velocidade de 1,05 rad/s. Foram avaliados o pico de força e potência média, na extensão de joelho antes e após o treinamento. Os resultados mostraram que o grupo VR produziu significativamente maior potência média após o treinamento e o grupo VL aumentou significativamente o pico de torque após o treinamento.

Resultados similares foram encontrados por Shepstone et al. (2005) que avaliaram 12 homens jovens fisicamente ativos em treinamento resistido para verificar a influência da velocidade de contração na hipertrofia e na força muscular. Os treinamentos tiveram duração de 8 semanas e foram realizados com frequência de 3 vezes por semana sendo que na primeira semana os treinos consistiram de 1 série de 10 repetições, na segunda semana, 2 séries de 10 repetições, na terceira semana 3 séries de 10 repetições e da quarta até a oitava semana foram 4 séries de 10 repetições. Os exercícios consistiram de realização de máximas contrações excêntricas, realizadas com velocidade de 210°/s em um dos braços e 20°/s no outro braço. Os resultados foram baseados em avaliações pré e pós-teste, usando o próprio dinamômetro isocinético e biopsia das fibras do ventre muscular e mostraram maiores hipertrofia e aumento da força muscular no grupo de treinamento com velocidade mais elevada.

Bottaro et al. (2007) avaliaram a influência da velocidade de treinamento no aumento da força e da potência musculares após 10 semanas de treinamento. Para tanto, os autores utilizaram um grupo de voluntários composto por 20 homens idosos fisicamente inativos, que foram divididos aleatoriamente em dois grupos. O primeiro grupo (VR) realizou o treinamento de supino e leg press com frequência de 2 vezes por semana, sendo 3 séries de 8-10 repetições a 60% de 1RM. Os voluntários foram instruídos a realizar a fase concêntrica dos exercícios o mais rápido possível e a fase excêntrica com 2 a 3 segundos. O segundo grupo (VL) realizou o treinamento de supino e leg press com frequência de 2 vezes por semana, sendo 3 séries de 8-10 repetições a 60% de 1RM e os voluntários foram instruídos a realizar a fase concêntrica dos exercícios com 2 a 3 segundos e a fase excêntrica também com 2 a 3 segundos de duração. Foi verificada uma melhora significativa na potência no grupo VR em relação ao grupo VL em ambos os exercícios, enquanto o aumento de força muscular foi semelhante entre os grupos, independente da velocidade treinada.

Contudo, existem também outros estudos que investigaram a influência da velocidade de treinamento no aumento da força muscular e da hipertrofia obtendo resultados um pouco diferentes, como Tanimoto e Ishii (2006) que utilizaram 24 homens jovens destreinados voluntários para treinamento dos extensores do joelho. O treinamento utilizado foi um protocolo de 3 séries até a fadiga, realizados 3 dias por semana durante 12 semanas. Os autores investigaram os efeitos agudos e tônicos de exercícios resistidos de baixa intensidade (extensão do joelho), na hipertrofia e na capacidade de geração de força. Os voluntários foram divididos aleatoriamente em 3 grupos, o primeiro treinou com 80% de 1 RM, fazendo contração concêntrica e excêntrica com duração de 1 segundo cada e 1 segundo de intervalo, o segundo grupo treinou com 50% de 1 RM também fazendo

contração concêntrica e excêntrica com duração de 1 segundo cada e 1 segundo de intervalo e o terceiro grupo treinou com 50% de 1 RM fazendo contração concêntrica e excêntrica com duração de 3 segundos cada e 1 segundo de intervalo. Os resultados mostraram resultados similares na hipertrofia e no aumento da força muscular isométrica de extensão de joelho no primeiro e no terceiro grupos e não houve alterações significativas no segundo grupo.

Pereira e Gomes (2007) compararam o efeito do treinamento resistido, com velocidades de contração de 0,44 e 1,75 rad/s. Para isso os autores utilizaram 14 voluntários saudáveis que foram estratificados em dois grupos, um grupo lento (GL: 0,44 rad/s) e rápido (GR: 1,75 rad/s) exercitando agachamento e supino reto, sendo 1 série com 8-10 RM, 3 vezes por semana durante 12 semanas. O controle foi realizado utilizando seis desses sujeitos como grupo de comparação (GC) que não realizaram nenhum treino durante um período de controle de 12 semanas anteriores ao treinamento. A análise estatística realizada não mostrou ganhos significativos entre os grupos GL e GR tanto para agachamento quanto supino. Os resultados, portanto, não deram suporte à especificidade da velocidade no treinamento realizado.

Henwood, Riek e Taaffe (2008) também avaliaram a influência da velocidade de contração durante o treinamento utilizando um grupo de 67 idosos (homens e mulheres) saudáveis e fisicamente inativos que foram divididos em 3 grupos e realizaram 24 semanas de treinamento. O primeiro grupo (VR) realizou protocolo de treino com frequência de 2 vezes por semana e 3 séries de 8 repetições sendo a primeira com 45% de 1RM, a segunda com 60% de 1RM e a terceira com 75% de 1 RM e os voluntários foram instruídos a realizar a fase concêntrica o mais rápido possível e a fase excêntrica com 3 segundos de duração. O segundo grupo (VL) realizou protocolo de treino também com frequência de 2 vezes por semana e 3 séries de 8 repetições com 75% de 1 RM e os voluntários foram instruídos a realizar a fase concêntrica com 3 segundos de duração e a fase excêntrica também com 3 segundos de duração. O terceiro grupo não realizou treinamento algum e foi mantido como controle. Foram avaliadas a força máxima e potência muscular, no supino, costas, bíceps, leg press, flexão e extensão de joelho usando teste de 1RM e máxima contração voluntária (MCV). Os autores relatam que a força e potência muscular aumentaram similarmente em ambos os grupos que treinaram com diferentes velocidades.

Sayers e Gibson (2010) avaliaram o efeito da velocidade de treinamento na melhora da força e da potência muscular de idosos nos exercícios leg press e extensão de joelho. Eles utilizaram 38 voluntários (homens e mulheres) fisicamente inativos com idade média de  $67,6 \pm 6,8$  anos que foram divididos em 3 grupos e realizaram protocolo de treinamento de 12 semanas. O primeiro grupo (VR) realizou treinamentos com cargas 40% de 1RM e

frequência de 3 vezes por semana, sendo 3 séries de 12-14 repetições em que os voluntários foram instruídos a realizarem a fase concêntrica o mais rápido possível com 1 segundo de pausa e a fase excêntrica com duração de 2 segundos. O segundo grupo (VL) realizou treinamentos com cargas 80% de 1RM e frequência de 3 vezes por semana, sendo 3 séries de 8-10 repetições em que os voluntários foram instruídos a realizarem a fase concêntrica em 2 segundos, com 1 segundo de pausa e a fase excêntrica com duração de 2 segundos. O terceiro grupo não realizou treinamento algum e foi considerado como controle. Os resultados mostraram aumento similar de força e potência em ambos os grupos de treinamento VR e VL.

Outro estudo que também não apresentou diferenças significativas dos resultados com treinamento em velocidades diferentes foi realizado por Claflin et al. (2011) que observaram aumento de força, potência e hipertrofia das fibras tipo 1 e tipo 2. Para isso os autores contaram com a participação de um total de 63 voluntários, sendo 15 homens jovens saudáveis, 14 homens idosos, 18 mulheres jovens saudáveis e 16 mulheres idosas. Cada um desses grupos foi subdividido em outros dois grupos e submetidos a treinamentos de leg press e flexores de quadril durante 14 semanas. Os treinamentos dos grupos de alta velocidade foram realizados 3 dias por semana com 2 séries de 10 repetições e uma 3<sup>a</sup> série até a fadiga (leg press: 100-160°/s; flexor de quadril: 250-350°/s) e os treinamentos dos grupos de baixa velocidade foram realizados 3 dias por semana com 2 séries de 10 repetições e uma 3<sup>a</sup> série até a fadiga (leg press: 20-40°/s; flexor de quadril: 30-90/s). Os resultados mostraram que houve aumento na força, na potência e na hipertrofia das fibras tipo 2, com ambas as velocidades de treinamento, sem diferença entre os grupos.

## 2.2 USO DE VIBRAÇÕES MECÂNICAS NO TREINAMENTO MUSCULAR

As vibrações mecânicas são movimentos oscilatórios de partículas ou corpos extensos em torno de uma posição de equilíbrio, geralmente provocados quando o sistema é deslocado da sua posição de equilíbrio estável devido, por exemplo, a atuação de forças externas ou de deslocamentos da sua base (RAO, 2008; BEER, 2012). As forças internas do corpo têm a tendência de restaurar a configuração inicial quando essa solicitação cessa, sendo denominadas de forças de restituição. No entanto, após cessarem as forças externas, quando o corpo atinge novamente a posição inicial, sua velocidade não será nula e portanto o movimento se prolongará no tempo como uma oscilação harmônica. Como se trata de um movimento harmônico, a vibração mecânica é caracterizada basicamente por sua amplitude

(extensão do movimento oscilatório) e frequência (número de ciclos por unidade de tempo) (CARDINALE; WAKELING, 2005; LUO; McNAMARA; MORAN, 2005).

Em geral, as vibrações mecânicas têm ação nociva aos sistemas estruturais, pois geram carregamentos que implicam em esforços de flexão e/ou torção, entre outros, podendo ocasionar falhas relacionadas à fadiga do material. Esse tipo de falha é crítica, principalmente quando as frequências das vibrações induzidas na estrutura estão próximas de suas frequências naturais. Por isso, apesar das dificuldades existentes no processo, as vibrações de máquinas e estruturas sujeitas a carregamentos cíclicos ou aleatórios, devem ser controladas visando a maximização da vida dos componentes (MILIAVACCA, 2015).

Cotidianamente, a exposição do ser humano às vibrações mecânicas se dá das mais diversas formas e nos mais variados locais como no trabalho, no lazer, na prática de atividades físicas entre outras. Analisando o corpo humano como uma máquina, é fácil supor que as vibrações mecânicas, tenham sobre ele, a mesma influência negativa e isso pode ser verdade dependendo de como ocorrer tal exposição. Existem na literatura relatos de efeitos negativos e de efeitos positivos da exposição do corpo humano às vibrações mecânicas, sendo que esses efeitos dependem de vários fatores como o tempo de exposição, frequência da vibração, amplitude da vibração e área corporal exposta. Contudo, o uso correta das vibrações com duração adequada, frequências e amplitudes corretamente controladas pode agir como um fator de estímulo favorável ao organismo, por exemplo, em estímulo de treinamento/reabilitação muscular e na prevenção e tratamento de doenças degenerativas (BOSCO et al., 1999; CARDINALE; WAKELING, 2005).

O EV é um método relativamente recente de treinamento neuromuscular e pode ser aplicado tanto no condicionamento físico quanto no tratamento e na prevenção de doenças degenerativas como a osteoporose (BOSCO et al., 1999; RITTWEGER et al., 2000). Alguns estudos relatam ainda que o EV potencializa um possível treinamento específico das fibras musculares tipo II dependendo da frequência da vibração utilizada, e que o uso de vibrações mecânicas em programas de treinamento esportivo é capaz melhorar os aumentos crônicos na força muscular (TORVINEN et al., 2003; SILVA; COUTO; SZMUCHROWSKI, 2008; COLSON et al., 2010).

A grande maioria dos estudos encontrados na literatura, sobre aplicação de vibrações mecânicas no treinamento e reabilitação, relata o uso de vibração de corpo inteiro (VCI) mais conhecido do inglês como whole body vibration (WBV). É um método de EV que utiliza uma plataforma vibratória sobre a qual o indivíduo permanece por algum tempo ou realiza algum tipo de exercício. Em plataformas que funcionam sobre um eixo de rotação central, a pessoa deve ser posicionada com os dois pés equidistantes em cada lado do eixo de rotação (RITTWEGER et al., 2000). A grande maioria dos estudos acerca da aplicação de

vibrações mecânicas no corpo humano que apontam melhorias na potência e na força musculares indica que esses aumentos decorrem da excitabilidade das vias reflexas.

De acordo com Carlsoo (1982), a aplicação de vibração mecânica nos músculos normalmente desencadeia RTV, que acontece em resposta à estimulação dos fusos musculares e se assemelha ao conhecido reflexo miotático. Esta resposta é proveniente da estimulação dos fusos musculares e sua transmissão acontece pela ativação das fibras aferente *Ia*, ativando (via motoneurônio alfa) a maioria das fibras musculares do tipo *II* (RITTWEGER; BELLER; FELSENBERG, 2000).

O fenômeno do RTV é desencadeado através da atividade de vibração induzida nas fibras *Ia* que inervam os fusos musculares e provavelmente é responsável por um aumento temporário da atividade muscular, aumentando o recrutamento de unidades motoras através da ativação dos fusos musculares e das vias polissinápticas (ROLL; VEDEL; RIBOT, 1989; DE GAIL; LANCE; NEILSON, 1966). Existem trabalhos em que os autores sugerem que o RTV é mediado por vias monossinápticas e polissinápticas (ROMAIGUERE et al., 1991; MATTHEWS, 1966). Alguns autores alertam ainda para o fato de que uma exposição por tempo prolongado pode levar os fusos musculares ao estado de fadiga (BONGIOVANNI; HAGBARTH; STJERNBERG, 1990; MARTIN; PARK, 1997).

O RTV possui um mecanismo de ativação complexo, começando na ativação dos fusos musculares pela excitação vibratória e levando à mediação de sinais neurais pelas fibras aferentes *Ia* e por fim causando a ativação das fibras musculares através dos motoneurônios alfa (RITTWEGER; BELLER; FELSENBERG, 2000). Acredita-se que ele atue predominantemente via motoneurônios alfa e não utilize as vias eferentes originadas no córtex como no caso dos movimentos voluntários (BURKE; RYMER; WALSH, 1976). Contudo, no trabalho de Rothmuller e Cefarelli (1995), os autores provaram que a aplicação de vibrações mecânicas em um grupo muscular é capaz de gerar força de forma involuntária a partir das fibras aferentes *Ia* causando o acionamento dos motoneurônios alfa. Vale lembrar que a aplicação de vibração a um determinado músculo ou tendão é capaz de excitar, os músculos vizinhos de acordo com a transmissibilidade entre eles, ocasionando a ativação dos fusos musculares no grupo muscular em que foi aplicada a vibração e de forma diferente nos músculos vizinhos (KASAI; KAWANISHI; YAHAGI, 1992).

Seidel (1988), apesar de admitir que a faixa de frequências necessária para obter o RTV é controversa, sugere que a VCI com frequências entre 1 e 30 Hz é capaz de desencadear o RTV ou ainda que o RTV pode ser obtido através vibrações induzidas diretamente no músculo ou no tendão com frequências na faixa de 10 a 200 Hz. Contudo, Rittweger et al. (2000) indicaram ainda que o RTV pode ser obtido com aplicação de

vibrações de frequências em torno de 100 Hz ou mais, aplicadas em um único músculo ou tendão em equilíbrio estático.

Os efeitos da vibração no corpo humano ainda estão diretamente relacionados com diversos fatores, como frequência da vibração, amplitude, duração do estímulo, direção da vibração e da área corporal em contato com a fonte vibratória. Ainda, de acordo com De Gail; Lance; Neilson (1966), o aparecimento do RTV é proveniente na maior parte da atividade de vibração induzida das fibras aferentes /a dos fusos musculares. Acredita-se que o RTV gere um estímulo de ativação dos fusos musculares e das vias polissinápticas capaz de aumentar a capacidade de recrutamento de unidades motoras. Contudo, alguns autores alertam para o uso de protocolos adequados, pois no caso de exposição dos músculos à vibração por um tempo muito longo, os fusos musculares atingirão o estado de fadiga (MARTIN; PARK, 1997). Ainda de acordo com Armstrong et al. (1987), a aplicação de vibração mecânica com frequência de 40 Hz pode alterar a percepção de esforço criando a hipótese de que ao longo do tempo, com o uso de vibração mecânica pode ocorrer problemas crônicos em nervos e tendões.

Apesar de ser quase um consenso de que os parâmetros de amplitude e frequência são determinantes nos resultados obtidos, o mesmo consenso não acontece sobre os melhores valores a serem utilizados para esses parâmetros de modo a obter melhores resultados. Também, como a maioria dos trabalhos realizados utiliza a VCI ou vibrações perpendiculares à direção do encurtamento muscular, observa-se na literatura uma grande dificuldade em se controlar os parâmetros de amplitude e frequência que efetivamente chegam ao músculo alvo. Os mecanismos mais citados na literatura como sendo responsável pelos efeitos obtidos com uso de vibração mecânica são os mecanismos reflexos, mediados pelos FMs e pelos OTGs que têm a mesma direção de trabalho do músculo ao qual pertencem. Portanto, é plausível acreditar que a parcela da vibração que realmente influencia no comportamento muscular é aquela que atinge o músculo alvo na sua direção de encurtamento.

A quantidade de estudos relacionados à aplicação de vibrações na direção do encurtamento muscular ainda é bastante precária provavelmente devido à dificuldade de se aplicar as vibrações na direção da contração muscular. Contudo, alguns autores desenvolveram dispositivos para possibilitar o estudo desse tipo de aplicação de forma isométrica (POSTON et al., 2007; SILVA; COUTO; SZMUCHROWSKI, 2008; COUTO et al., 2012) e de forma dinâmica (ISURIN; TENENBAUM, 1999; COCHRANE et al., 2008). Porém, não foram encontrados na literatura, relatos de estudos que fizeram uma modelagem dinâmica do grupo muscular trabalhado ou do membro exposto à vibração com o objetivo de

estimar a magnitude dos parâmetros de vibração que efetivamente excitam o músculo e seus proprioceptores. Os dispositivos, de treinamento e aplicação de vibrações mecânicas, utilizados nos estudos que avaliaram a aplicação de vibração na direção do encurtamento muscular não têm boa aplicabilidade na adaptação em equipamentos de treinamento existentes no mercado. Esses equipamentos também não permitem uma combinação com treinamentos em alta velocidade, principalmente devido aos efeitos da alta inércia desses dispositivos.

### **2.2.1 Cuidados de segurança para o treinamento vibratório**

Quando se trata de métodos e técnicas aplicados ao corpo humano, é necessário que se tenha cuidado para não gerar lesões ou desconfortos aos usuários de tais técnicas. Quando se deseja trabalhar com vibrações mecânicas em um determinado corpo ou estrutura é fundamental entender o conceito de ressonância, que acontece quando um corpo ou sistema físico recebe energia por meio de excitações externas com frequência igual ou muito próxima a uma de suas frequências naturais de vibração (HALLIDAY; RESNICK; WALKER, 2012). Quando isso ocorre, o sistema excitado passa a vibrar com amplitudes cada vez maiores gerando um caos podendo levar o sistema ao colapso. Como qualquer sistema físico, cada segmento do corpo humano possui uma ou mais frequências naturais distintas e se uma excitação harmônica externa coincide com uma dessas frequências, ocorre ressonância, que implica amplificação do movimento (CARGNELUTTI; QUINTAS; GOMES, 2011). A Figura (2.2) ilustra as principais frequências de ressonância do corpo humano.

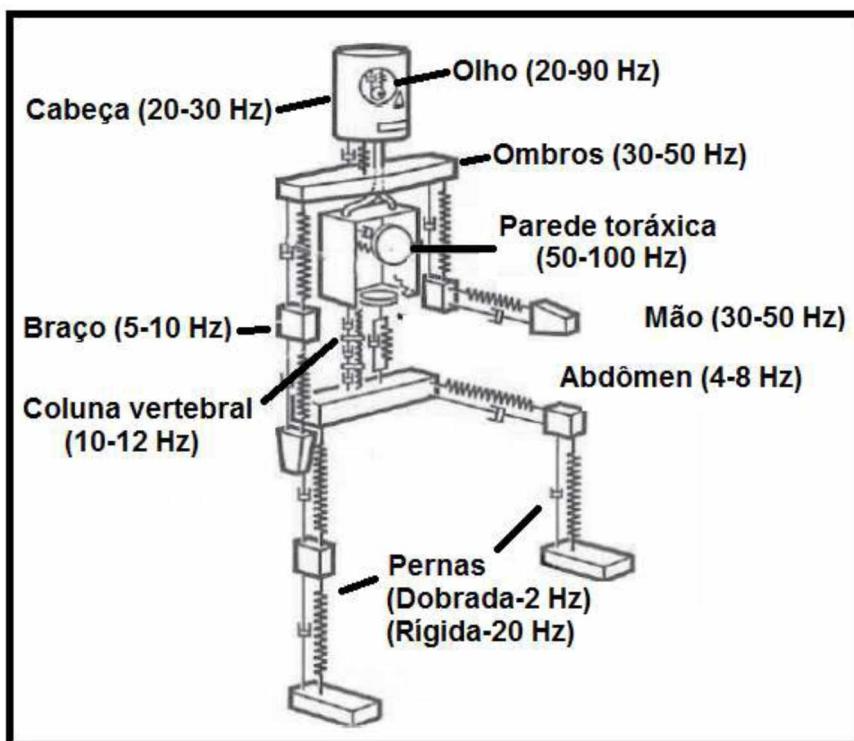


Figura 2.2 – Principais frequências de ressonância dos segmentos do corpo humano, representado sistemas massa-mola-amortecedor (Fonte: Adaptado de CARGNELUTTI, QUINTAS; GOMES, 2011).

A aplicação de vibrações no corpo humano segue a padronização da International Organization for Standardization de 1997 (ISO 2631-1), que tem sua revisão mais recente efetuada no ano de 2014. Esta padronização estipula sistemas de coordenadas específicos para cada tipo e local de aplicação. O sistema de coordenadas estipulado para aplicação da vibração localizada na mão está representado na Fig. (2.3).

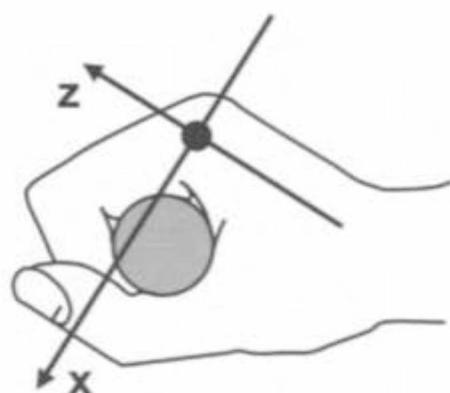


Figura 2.3 – Sistema de coordenadas para análise de vibrações transmitidas a partir da mão (Fonte: MANSFIELD, 2005).

De acordo com Mester, Spitzénpfeil e Yue (2006), o treinamento vibratório tem um maior potencial danoso que os treinamentos convencionais de força devido aos riscos de uma exposição inadequada que pode causar dores de cabeça, hemorragias internas ou até mesmo a morte. Por isso esses autores sugerem cuidados extras com relação à segurança e citam que para minimizar possíveis efeitos indesejados na região da cabeça é importante mensurar a transmissibilidade entre a fonte vibratória e a cabeça de indivíduo a ela exposto. Ainda segundo esses autores o fator de transmissibilidade depende de variáveis como a posição corporal, massa corporal, rigidez muscular e frequência de vibração. O gráfico do modelo de cálculo utilizado por estes autores está representado na Fig. (2.4).

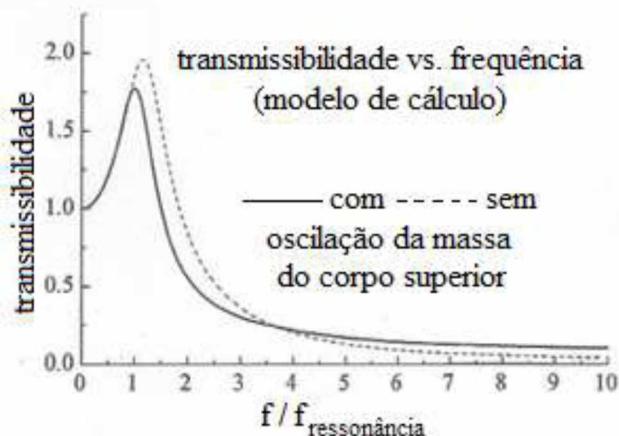


Figura 2.4 – Modelo de cálculo de transmissibilidade por frequência (Fonte: MESTER; SPITZENPFEIL; YUE, 2006).

Para definir fator de transmissibilidade, faz-se analogia a um sistema massa-mola-amortecedor de um grau de liberdade exposto a uma excitação harmônica, e nesse caso a equação do movimento pode ser escrita como:

$$m\ddot{x} + c\dot{x} + kx = F(t) \quad (2.1)$$

Onde:

*m* é a massa do sistema;

*c* é a constante de amortecimento do sistema;

e *k* é a constante elástica do sistema.

Transformando a Eq. (2.1) para o domínio da frequência através da aplicação da transformada de Fourier, tem-se:

$$F(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} F(\omega) e^{j\omega t} d\omega \quad (2.2)$$

$$x(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} X(\omega) e^{j\omega t} d\omega \quad (2.3)$$

$$\dot{x}(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} j\omega X(\omega) e^{j\omega t} d\omega \quad (2.4)$$

$$\ddot{x}(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} -\omega^2 X(\omega) e^{j\omega t} d\omega \quad (2.5)$$

Substituindo as equações (2.2), (2.3), (2.4) e (2.5) em (2.1) tem-se:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} X(\omega) [-m\omega^2 + j\omega c + k] e^{j\omega t} d\omega = \int_{-\infty}^{+\infty} F(\omega) e^{j\omega t} d\omega \quad (2.6)$$

Da igualdade tem-se que:

$$X(\omega) = F(\omega) \frac{1}{[-m\omega^2 + j\omega c + k]} \quad (2.7)$$

Fazendo:

$$H(\omega) = \frac{1}{[-m\omega^2 + j\omega c + k]} \quad (2.8)$$

Tem-se:

$$X(\omega) = F(\omega) H(\omega) \quad (2.9)$$

Ou ainda:

$$H(\omega) = \frac{X(\omega)}{F(\omega)} \quad (2.10)$$

A função  $H(\omega)$  expressa a razão entre a saída a entrada, ou seja, a razão entre amplitude da vibração no ponto de medição e o valor da excitação aplicada, é chamada de função de transferência do sistema e pode ser utilizada para estimar o fator de transmissibilidade entre o ponto de aplicação da vibração e o ponto onde se deseja analisar. O fator de transmissibilidade, no caso de vibrações no corpo humano, geralmente é relação entre as acelerações medidas na cabeça do indivíduo e as acelerações impostas pela fonte vibratória, por exemplo, quando o indivíduo é exposto a VCI.

A figura (2.5) mostra o diagrama de bloco esquematizando a relação entre a entrada e a saída de um sistema através de uma função de transferência típica.

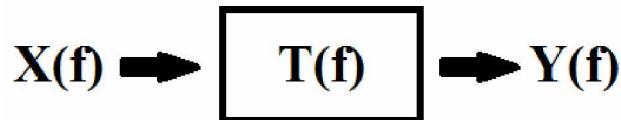


Figura 2.5 – Diagrama de bloco de funcionamento de uma função de transferência

Como para um caso genérico,  $T(f)$  na Fig. (2.5) tem o mesmo sentido físico da função  $H(\omega)$  definida na Eq. (2.10) e representa o fator de transmissibilidade, pode-se dizer que:

- Se  $T(f) < 1$  indica que houve atenuação da excitação aplicada;
- Se  $T(f) = 1$  indica que não houve interferência do sistema excitação aplicada;
- Se  $T(f) > 1$  indica que houve amplificação da excitação aplicada;

É importante evitar que ocorra ressonância dos tecidos corporais durante a aplicação de vibrações no corpo humano, pois a amplificação das oscilações poderia gerar lesões ou mesmo desconforto ao usuário da técnica. De acordo com Mester et al., (1999) os maiores valores de transmissibilidade de vibração no corpo humano acontecem com excitações de frequências entre 5 e 24 Hz. Segundo Yue e Mester (2002) quando o corpo humano é exposto a VCI, as frequências de ressonância variam entre 5 e 10 Hz. No trabalho de Abercromby et al. (2007), os autores relatam, baseados em análise da impedância mecânica, da aceleração da cabeça e nos valores de referência, que existem riscos relativos ao treinamento com VCI usando vibração mecânica com frequência de 30 Hz e amplitude de 4 mm. Segundo eles, os possíveis danos no organismo decorrentes da exposição à vibração

podem vir do acúmulo dos efeitos ao longo do tempo, não havendo evidência científica de riscos reais à saúde devido à intermitência da exposição.

Existem técnicas quantitativas de mensuração da gravidade da exposição do corpo humano à VCI (CARDINALE; POPE, 2003; MANSFIELD, 2005). O parâmetro utilizado para mensurar essa gravidade é o eVDV (*estimated vibration dose value*) que estima a quantidade de vibração imposta ao indivíduo por um determinado período de tempo, esse período utilizado é geralmente diário. O cálculo do eVDV é realizado utilizando como base a direção, a frequência, a magnitude e a duração da vibração aplicada ao corpo humano, e caso seu valor seja maior que 17, a exposição à vibração é considerada nociva ao organismo (ISO 2631-1,1997). As direções utilizadas, também são estipuladas pela mesma norma e são as mesmas a partir das quais as vibrações aplicadas ao corpo humano devem ser medidas. O sistema de coordenadas utilizado para isso é mostrado na Fig. (2.6).

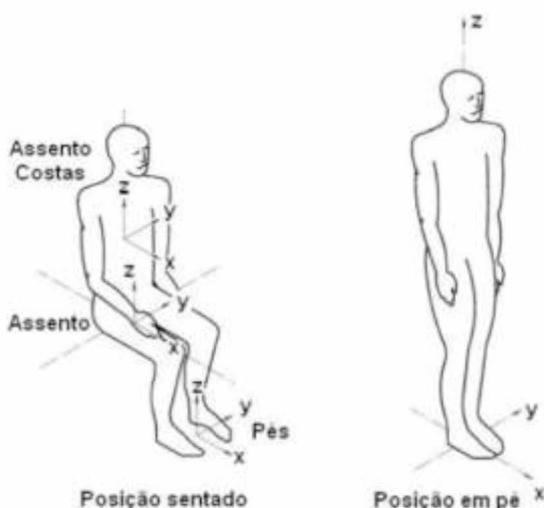


Figura 2.6 – Sistema de coordenadas utilizado na medição de vibrações aplicadas ao corpo humano (fonte: ISO 2631-1, 1997).

## 2.2.2 Treinamento Muscular Utilizando Plataforma Vibratória

A grande maioria dos trabalhos encontrados na literatura a respeito das vibrações mecânicas no corpo humano ainda é relacionada à aplicação de VCI (LUO; MCNAMARA; MORAN, 2005a). Muitos autores citam que VCI aplicada com diferentes frequências podem gerar diferentes tipos de efeitos sobre o desempenho muscular (BAZETT-JONES; FINCH; DUGAN, 2008; BEDIENT et al., 2009; GERODIMOS et al., 2010). De acordo com Wilcock et al. (2009), a explicação deste fenômeno se deve às mudanças causadas na aceleração resultante devido à combinação da frequência e amplitude utilizados. Foi proposto também

que diferentes frequências de vibração possuem diferentes taxas de transmissão da energia através dos tecidos corporais (ABERCROMBY et al., 2007; RITTWEGER, 2010). Alguns autores citam ainda que pode ocorrer uma potencialização dos efeitos vibratórios caso haja uma sincronia entre a taxa de disparo das terminações primárias dos fusos musculares com a frequência de vibração indicando possíveis frequências ótimas de excitação (ISSURIN, 2005; JACKSON; TURNER, 2003).

Devido à quantidade de trabalhos realizados com este método, ele tem se tornado uma importante ferramenta para auxiliar na compreensão dos efeitos da vibração mecânica no corpo humano, dando pistas significativas dos benefícios e malefícios desse tipo de aplicação. Contudo, vale lembrar que nesses casos, como a vibração não é aplicada diretamente no músculo alvo e, a energia de vibração pode ser atenuada durante sua transmissão através dos tecidos corporais torna-se difícil entender realmente como a vibração afeta o organismo, pois não se conhece os parâmetros de excitação que efetivamente atingem os músculos alvo.

No trabalho de Cardinale e Lim (2003), os autores analisaram as respostas eletromiográficas do músculo vasto lateral da perna dominante quando o indivíduo era à VCI com diferentes frequências de vibração. Foi utilizada uma amostra de 16 jogadoras de vôlei profissional com idade média de  $23,5 \pm 4,6$  anos que participaram como voluntárias. A vibração foi aplicada com as atletas sobre a plataforma e com os joelhos dobrados em um ângulo de 100°. Os dados foram coletados em sessões de 60 segundos, sob as seguintes condições, sem vibração, com vibração de 30Hz, 40Hz e 50Hz ordenadas aleatoriamente. Os resultados mostraram que a atividade muscular foi significativamente maior em todas as condições de vibração, se comparada a condição sem vibração, enquanto que com 30Hz teve seu valor mais alto.

Ronnestad (2004) analisou a influência da utilização de VCI em conjunto com o treinamento resistido convencional de agachamento com sobrecarga. A amostra foi composta de 16 voluntários saudáveis do sexo masculino com idades entre 21 e 40 anos que foram divididos aleatoriamente em dois grupos de treinamento diferentes. O primeiro grupo, denominado de grupo agachamento com vibração de corpo inteiro (AVCI), realizou treinamento de agachamento em uma máquina Smith posicionado sobre uma plataforma vibratória que aplicava vibração mecânica com frequência de 40 Hz, conforme mostra a Fig. (2.7). O segundo grupo, denominado de grupo agachamento (A), realizou apenas o treinamento de agachamento na mesma máquina Smith. O treinamento de ambos os grupos teve duração de 5 semanas com frequência alternando entre 2 e 3 vezes por semana.



Figura 2.7 - Realização de agachamento com sobrecarga sobre a plataforma vibratória (Fonte: RONNESTAD, 2004).

Foram realizados testes de 1 RM de agachamento com sobrecarga e teste de salto contramovimento (SCM) antes e após os treinamentos. Os autores relatam ganhos significativos no desempenho do teste de 1 RM após os treinamentos em ambos os grupos, porém com aumento significativamente maior para o grupo AVCI. No teste de SCM, apenas o grupo AVCI apresentou ganhos significativos após o treinamento, porém os ganhos não são significativos quando comparados entre os grupos.

Da Silva et al., (2006) compararam os efeitos agudos da aplicação de vibrações mecânicas no desempenho do salto contra movimento (SCM), do salto vertical agachado (SVA), do teste de 1 RM e na potência muscular utilizando treinamento de VCI com diferentes frequências (20, 30 e 40 Hz) e mantendo a amplitude da vibração constante em 4 mm. A amostra utilizada foi composta por 31 voluntários jovens saudáveis do sexo masculino fisicamente ativos com idade média de  $19,7 \pm 1,9$  anos, altura média de  $176,5 \pm 5,3$  cm e massa média de  $71,5 \pm 10,7$  Kg. Todos os voluntários participaram do protocolo de treinamento, que consistiu de 6 séries de VCI com duração 60 s e 2 min de descanso entre as séries. Os treinamentos com frequências diferentes foram realizados em dias diferentes e a ordem foi escolhida aleatoriamente. Os autores relatam aumentos em todos os parâmetros analisados nas frequências de 20 e 30 Hz, com exceção do teste de 1 RM que não mostrou alteração significativa para nenhuma das frequências utilizadas. Contudo, frequência de

30Hz os aumentos no SCM, SVA e potência foram significativamente maiores. Em contraste, a VCI com frequência de 40 Hz teve tendência a diminuir os valores em todos os parâmetros analisados. Os autores sugerem, portanto, que a frequência de 30Hz é a mais indicada para provocar melhoria no comportamento neuromuscular através do uso de VCI.

Da Silva et al., (2009) investigaram o efeito do treinamento em plataforma vibratória na funcionalidade, na força e na potência musculares de idosos fisicamente ativos. Foram utilizados 47 voluntários idosos fisicamente ativos que foram divididos em 2 grupos, o primeiro com 24 voluntários com idade média de  $70,7 \pm 5,8$  anos que foi submetido ao treinamento de agachamento sobre plataforma vibratória 2 vezes por semana durante 13 semanas com frequências de 30, 45 e 60 Hz, e continuou com o Curso de Educação Física para Idosos (CEFI). O segundo grupo, com 23 voluntários com idade média de  $70,0 \pm 5,7$  foi considerado controle, e continuou apenas com o CEFI. Os autores não verificaram aumentos significativos na força e na potência do grupo de treinamento vibratório em relação ao grupo controle e sugerem que o protocolo de treinamento utilizado não é eficiente para melhorar a força e a potência muscular em idosos fisicamente ativos.

Petit et al., (2010) avaliaram a influência da frequência e da amplitude da aplicação de VCI no ganho de força e potência muscular dos extensores do joelho. Para tanto os autores realizaram 6 semanas de treinamento sobre plataforma vibratória com 32 voluntários divididos em 3 grupos. O primeiro grupo com 12 voluntários foi submetido à vibração de alta frequência com maior amplitude, o segundo grupo com 10 voluntários foi submetido à vibração de baixa frequência e menor amplitude enquanto o terceiro grupo com 10 voluntários foi considerado como controle. Durante as 6 semanas foram realizadas, no total, 18 seções de 20 min e o ângulo de abertura do joelho mudava a cada 2 semanas ( $70^\circ$  -  $80^\circ$  -  $90^\circ$ ) e o voluntário permanecia sempre com as mãos na cintura. Os resultados mostraram melhorias significativas nas contrações concêntricas e isométricas e na altura do salto somente no grupo que foi submetido à vibração de alta frequência, levando os autores a sugerirem que para um programa de treinamento vibratório de 6 semanas, o uso de altas frequências e amplitudes é o mais indicado para melhorar a força dos extensores do joelho e o desempenho dos saltos.

Marín et al. (2011) realizaram uma comparação da intensidade de treinamento entre VCI e exercício de agachamento convencional, avaliando a atividade eletromiográfica (AEM) e a taxa de percepção de esforço (TPE) na lombar e na parte inferior do corpo. Para isso eles utilizaram uma amostra de 23 estudantes recreativamente ativos (15 homens e 8 mulheres) que foram divididos em dois grupos, o primeiro foi submetido a um protocolo de

treinamento de semi-agachamento sobre uma plataforma vibratória e o segundo foi submetido a um protocolo de treinamento de semi-agachamento com sobrecarga em uma máquina Smith. Os resultados demonstraram que efeitos obtidos com o agachamento na plataforma vibratória e os com o agachamento na máquina Smith são muito semelhantes, de acordo com a TPE e AEM da parte inferior do corpo. Porém os resultados da vibração (aceleração de 12 até 89 m/s<sup>2</sup>, com um limite de 60 Hz e 3,1 ± 0,3 mm) na lombar são relativamente pequenos se comparados com os resultados na máquina Smith (com carga de 20 até 70kg). Portanto, os autores sugerem que o exercício de vibração pode ser uma boa estratégia para treinar os músculos inferiores do corpo sem uma sobrecarga para a lombar.

Casey (2013) verificou a influência da aplicação de VCI após o treinamento resistido convencional para membros inferiores. Utilizou para isso uma amostra de 24 voluntários, homens e mulheres saudáveis com idades entre 18 e 26 anos e sem histórico de lesões musculares. Os indivíduos foram divididos aleatoriamente em dois grupos, o primeiro grupo foi considerado como controle e realizou apenas o treinamento resistido para os flexores e extensores do joelho com ênfase nas contrações concêntricas durante 3 semanas com treinos 3 vezes por semana. O segundo grupo realizou o mesmo protocolo de treinamento, porém foi submetido sessões de 5 minutos de VCI após o treino com frequência de 30 Hz e amplitude de 13 mm. Os testes de força foram realizados antes e após os treinamentos utilizando um dinamômetro isocinético para medir o torque flexor e o torque extensor do joelho. Foi utilizado o teste t para analisar estatisticamente as alterações médias de força do grupo controle e vibração e não foi verificada nenhuma diferença significativa entre o grupo de vibração e controle ( $P > 0,05$ ). Os autores concluíram que, a curto prazo, treinamento de resistência combinado com aplicação de VCI após o treinamento não melhora os ganhos de força em indivíduos não treinados saudáveis.

Adsuar et al. (2013) realizaram um estudo de 12 semanas para investigar os efeitos da vibração de corpo inteiro (VCI) no peso de mulheres com fibromialgia. Para isso eles utilizaram 41 mulheres com fibromialgia e idade média de 47 ± 10,5 anos que foram divididas em dois grupos separados aleatoriamente. O primeiro grupo (n=20) foi utilizado como controle e o segundo grupo (n=21) foi submetido à aplicação de VCI com frequência de 12,5 Hz 3 vezes por semana sendo seis repetições diárias, de 30 s no primeiro mês, 45 s no segundo mês e 60 s no terceiro mês, sempre com intervalos de 60 s entre cada repetição. As medições de peso foram realizadas usando uma balança (Seca 710) e o grau de incapacitação foi estimado usando o “Fibromyalgia Impact Questionnaire”. Os resultados mostraram diferenças significativas no peso das participantes, com um efeito de 2,8% no

tratamento, levando os autores a considerar que o programa de tratamento por vibrações mecânicas foi útil no controle de peso de pacientes com fibromialgia.

Serravite et al. (2013) testaram as variações no consumo de oxigênio em nove tipos de protocolos de treinamento de agachamentos sobre plataforma vibratória, combinando 3 valores de sobrecarga distintos (0%, 20% e 40% do peso corporal) com 3 condições de vibração (sem vibração (NV), com vibração de frequência 35 Hz e amplitude de 2-3 mm (35L), com vibração de frequência 50 Hz e amplitude de 5-7 mm (50H). Foram utilizados 10 homens saudáveis, estudantes de graduação e pós-graduação, com idade média de  $26,5 \pm 5,06$  anos, peso médio de  $83,18 \pm 9,46$  kg e altura média de  $184 \pm 8,95$  cm. Todos os participantes realizaram os mesmos protocolos com 6 séries de 30 segundos, realizados após 15 minutos de repouso, e seguidos de 15 minutos de recuperação para cada um dos nove protocolos de treinamento de agachamento especificados. Os procedimentos realizados tiveram duração variando entre 3 e 4 semanas nas quais os parâmetros avaliados foram os gases respiratórios, a taxa de trocas gasosas e os batimentos cardíacos dos participantes. Os resultados, que utilizaram um tratamento estatístico do tipo ANOVA mostraram um aumento significante no consumo de oxigênio com 20% de carga e condições vibratórias 35L e 50H se comparado com a mesma carga sem vibração. Os resultados para 20% de carga com 35L e 50H foram similares aos resultados obtidos com 40% de carga sem vibração. Durante as condições de repouso e recuperação não foram observadas diferenças no consumo de oxigênio entre vibração e não-vibração. Os autores sugerem como conclusão que o uso de cargas moderadas conjuntamente com aplicação de vibração pode ser especialmente útil para indivíduos sedentários, obesos e idosos, cuja massa muscular é pouca e deficiente em termos de força.

As variações com relação ao tipo de aplicação de vibração e os parâmetros avaliados são muito grandes e na literatura são encontrados trabalhos como a pesquisa de Robbins et al. (2014) que analisaram a influência da vibração, durante a realização de flexões sobre uma plataforma vibratória, na atividade mioelétrica dos músculos dinâmicos (tríceps e peitoral) e dos músculos estabilizadores (serrátil anterior e trapézio inferior). Foram utilizados 9 voluntários saudáveis do sexo masculino com experiência em treino recreativo e com idade média de 21 ( $\pm 3,4$  anos), altura média de 1,68 ( $\pm 0,03$  m) e 72,3( $\pm 9,5$  kg). Todos os participantes realizaram flexões sob 3 circunstâncias distintas: Sem vibração, com vibração de baixa frequência e amplitude (30 Hz e 1,2 mm) e com vibração de alta frequência e amplitude (40 Hz e 1,9 mm). Os resultados foram tratados usando ANOVA e não indicaram mudanças significativas na atividade mioelétrica com a aplicação de vibração de baixa frequência e amplitude, porém foi observado um grande

aumento na atividade mioelétrica com o uso da vibração de alta frequência e amplitude, principalmente na fase concêntrica do movimento muscular, com exceção do trapézio.

### **2.2.3 Treinamento Muscular com Aplicação de Vibrações Localizadas**

Diferentemente da aplicação de VCI, a vibração localizada possibilita um melhor aproveitamento da energia de vibração (LUO; MCNAMARA; MORAN, 2005b), possibilitando uma melhor avaliação dos reais efeitos da vibração no corpo humano, como já verificaram alguns autores que obtiveram efeitos positivos da aplicação localizada de vibração sobre o desempenho muscular. Quanto mais próxima e mais direta for a aplicação da vibração, melhor será a observação dos efeitos causados pois os músculos esqueléticos e os tecidos corporais humanos possuem comportamento bastante não linear fazendo com que a transmissibilidade da vibração ocorra de maneira complexa, dificultando a compreensão dos fenômenos físicos envolvidos no processo de ativação sensorial. De acordo com Blemker, Pinsky e Delp (2005), o encurtamento do músculo bíceps braquial não é uniforme ao longo dos fascículos musculares durante a flexão do cotovelo. Esses autores criaram ainda um modelo tridimensional de elementos finitos do bíceps braquial capaz de prever os deslocamentos similarmente aos observados nos procedimentos experimentais.

Griffin et al., (2001) avaliaram a influência da aplicação de vibrações mecânicas no tendão distal do músculo tríceps braquial durante a manutenção da contração sub máxima sobre a taxa de estimulação das unidades motoras. A amostra utilizada foi composta por 17 voluntários, homens e mulheres fisicamente ativos e sem histórico de desordem metabólica ou neuromuscular, com idades entre 20 e 41 anos. Durante a realização dos protocolos, os voluntários permaneciam sentados em uma cadeira com seu ombro direito flexionado em 90 graus e o antebraço direito na sua frente com a palma da mão virada para dentro. Nessa posição eles foram instruídos a manterem uma contração isométrica submáxima de 20% da MCV até a exaustão enquanto isso eram aplicados períodos de 2 s de vibração a cada 10s de manutenção da contração com frequência de 110 Hz e amplitude de 3 mm direto no tendão do músculo tríceps braquial. De acordo com os autores, os resultados mecanomiográficos e eletromiográficos obtidos nos testes indicam que a estimulação dos fusos musculares causada pela vibração impediu a redução da taxa de estimulação das unidades motoras, fazendo com que a taxa de estimulação se mantivesse constante durante a manutenção de contrações isométricas submáximas, conforme ilustra a Fig. (2.8).

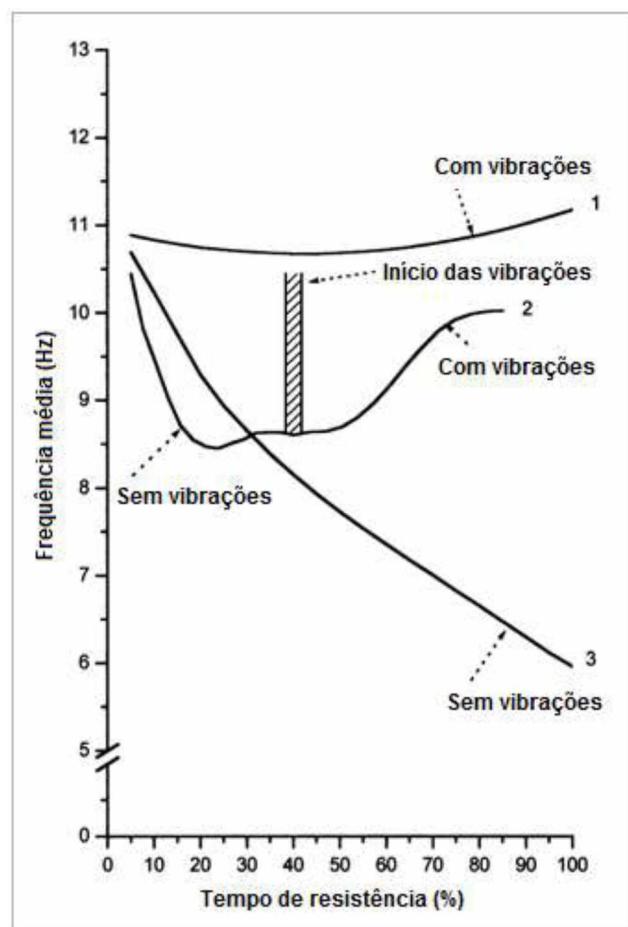


Figura 2.8 – Taxa média de disparo das unidades motoras com e sem vibração (Fonte: Adaptado de GRIFFIN et al., 2001).

Humphries et al., (2004) verificaram os efeitos da aplicação de vibração mecânica nos tendões na ativação muscular e na máxima contração isométrica e para isso utilizaram 16 voluntários saudáveis com idade média de  $22 \pm 4,4$  anos. Todos os participantes realizaram dois protocolos de testes separados por um período de descanso de duas horas. Os participantes foram posicionados na cadeira do dinamômetro e amarrados com tiras ancorados em todo o peito e cintura. Uma braçadeira ancorada na parede do laboratório foi colocada sobre a parte inferior da perna do participante e ajustada de tal modo que o joelho era mantido numa posição de 120 graus de flexão enquanto era realizada a extensão do joelho (apud MARCORA; MILLER, 2000). Uma cinta de velcro conectada ao excitador foi presa firmemente em torno da coxa do participante, servindo de elemento de transmissão de vibração para a perna e os sensores de eletromiografia (EMG) e o acelerômetro foram fixados para captar os sinais do reto femoral (RF) conforme pode ser visto na Fig. (2.9).

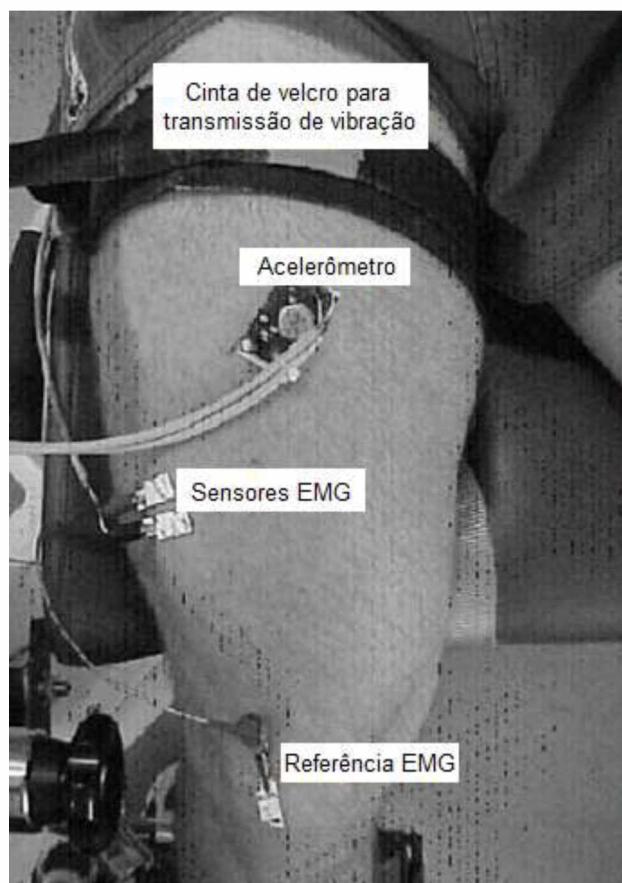


Figura 2.9 – Montagem experimental para aplicação de vibração e posicionamento dos sensores de EMG e acelerômetro (Fonte: Adaptado de HUMPHRIES et al., 2004)

Os resultados obtidos nos testes não apresentaram diferença significativa entre os valores de pico de força isométrica nem para a taxa de ativação muscular com aplicação de vibração e sem aplicação de vibração. Os autores sugerem, portanto, que a aplicação estimulação com vibração mecânica a 50 Hz durante a contração isométrica não contribui para a ativação do músculo nem para aumentar a produção de força isométrica máxima. Outra observação feita pelos autores indica uma possível explicação para a falta de resultados significantes, que pode estar na velocidade de contração utilizada, visto que a velocidade de uma contração isométrica é limitada de acordo com o protocolo de teste utilizado e relatam que outros estudos utilizando contrações que não possuem restrição de velocidade têm mostrado melhorias na força.

Luo, Mcnamara e Moran (2005a) analisaram os efeitos da aplicação de vibrações mecânicas diretamente no tendão do músculo bíceps braquial durante a realização de treinamento de força. Para a realização dos protocolos de treinamento os autores desenvolveram um vibrador portátil baseado na rotação de massas excêntricas como

mostra a Fig. (2.10). O dispositivo possibilitou aos autores aplicar a vibração perpendicularmente ao tendão do músculo bíceps braquial na faixa de frequências de 30 a 200 Hz sendo que neste estudo foram utilizadas as frequências de 30, 65 e 100 Hz, conforme mostra a Fig. (2.11).

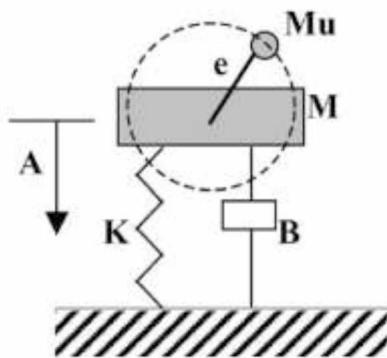


Figura 2.10 – Princípio de funcionamento de um vibrador com rotação de massa excêntrica (Fonte: LUO; MCNAMARA; MORAN, 2005a).

Os autores avaliaram o comportamento do sinal de EMG para compreender a influência dos parâmetros de amplitude e frequência da vibração no treinamento, identificando possíveis valores ótimos para utilização desses parâmetros. Foram avaliadas também as influências do nível de força aplicado e do ângulo da articulação durante o treinamento. Os autores relatam que não houve efeito significativo do nível de força e do ângulo da articulação nos resultados do sinal de EMG. Contudo, foi verificado um aumento significativo no sinal de EMG quando aplicadas vibrações com amplitudes de 0,5 e 1,2 mm em todas as frequências utilizadas (30, 65 e 100 Hz), sendo que os aumentos obtidos com a utilização da amplitude de 1,2 mm e nas frequências de 65 e 100 Hz foram ainda significativamente maiores.

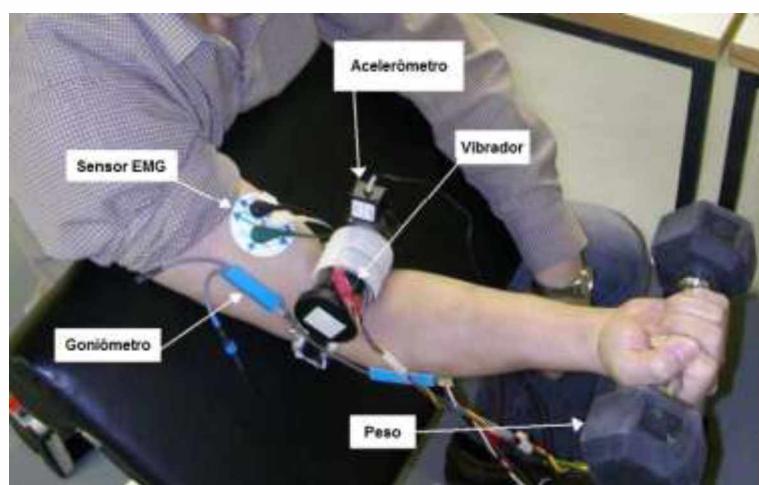


Figura 2.11 – Aplicação de vibrações mecânicas localizadas no tendão por um dispositivo de massa excêntrica (Fonte: Adaptado de LUO; MCNAMARA; MORAN, 2005a).

Silva, Couto e Szmuchroeski (2008), analisaram os efeitos da aplicação de vibração mecânica na direção oposta ao encurtamento muscular na força isométrica máxima de flexão do cotovelo. Nesta análise, os autores realizaram a comparação entre um treinamento isométrico convencional com contrações isométricas máximas (MCVs) e um treinamento isométrico com aplicação localizada de vibrações mecânicas. A amostra foi composta de dezenove homens destreinados, com idade média de  $24 \pm 3,28$  anos, que foram divididos em 2 grupos de treinamento. O primeiro grupo realizou o treinamento isométrico convencional e o segundo grupo realizou treinamento isométrico com aplicação de vibrações mecânicas com frequência de 8 Hz e amplitude de 6 mm. Os protocolos de treinamento utilizados em ambos os grupos foi o mesmo e consistiram da realização de 12 MCVs com uma duração de 6 segundos e intervalos de 2 minutos entre as repetições por um período de 4 semanas de treinos realizados 3 vezes por semana. Os resultados mostraram um aumento significativo da força do grupo exposto às vibrações de  $26 \pm 11\%$  ( $p < 0,05$ ), enquanto a força do grupo de treino convencional aumentou apenas  $10 \pm 5\%$  ( $p < 0,05$ ). Baseados nos resultados, os autores sugerem que a aplicação de vibrações na direção oposta de encurtamento muscular pode aumentar a ativação neural e melhorar o ganho de força em homens não treinados.

Dickerson et al. (2012), verificaram os efeitos imediatos da aplicação de vibração mecânica localizada no tendão da perna (músculos isquiotibiais) no desempenho de contração dos músculos isquiotibiais e do músculo quadríceps. Foram utilizados 19 mulheres e 11 homens (todos normais) e com idades entre 22 e 32 anos, divididos em dois grupos de 15 indivíduos. Nos primeiros 7 dias, um grupo de 15 voluntários foi submetido a aplicação de vibração mecânica, apenas na perna direita, com frequência de 30 Hz e amplitude de 6 mm durante 5 minutos diretamente no tendão da perna (hamstring) enquanto o segundo grupo de 15 voluntários era submetido a uma simulação de treinamento, conforme mostra a Fig. (2.12).



Figura 2.12 – Método utilizado para aplicação do treinamento vibratório e simulação do treinamento vibratório (Fonte: Adaptado de DICKERSON et al., 2012)

Nos 7 dias seguintes os grupos tiveram os tratamentos invertidos. Foram feitas duas medições, de força máxima isométrica com duração de 5 s e descanso de 30 s, seguido de um descanso de 1 min antes de testar a perna esquerda, mantida como controle. Foram realizadas também medições de distância horizontal máxima do salto realizado com cada uma das pernas. Os resultados não mostraram a existência de diferenças significativas na força relacionada à aplicação de vibração mostrando que a vibração aplicada na extremidade inferior do tendão da perna não afetou o desempenho muscular na contração isométrica.

Saavedra et al., (2012) se a aplicação de vibração tem influência na troca de passos ou no comportamento de postura ereta de bebês com e sem mielomeningocele (MMC) quando apoiada em uma esteira. Ao todo foram testados 12 bebês normais e 12 bebês com MMC e o protocolo de testes consistiu de aplicações de vibração mecânica em seções de 30 segundos nos músculos retos femurais, nos “gastrocnemius” e nas solas dos pés enquanto eram mantidos de pé com os pés apoiados numa esteira, podendo ela ser estacionária ou se movimentar durante a aplicação de vibração conforme pode ser visto na Fig. (2.13).

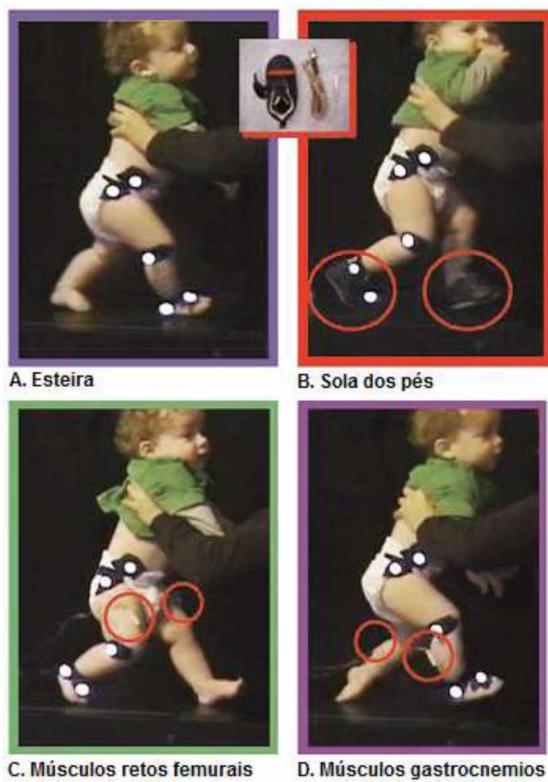


Figura 2.13 – Posicionamento dos bebês na esteira e aplicação de vibração mecânica  
(Fonte: Adaptado de SAAVEDRA et al., 2012)

Os resultados mostraram que o tempo de equilíbrio dos bebês normais colocados sobre a esteira móvel e submetidos a vibrações na sola dos pés aumentou significativamente. Os bebês com MMC e os bebês normais mais jovens tiveram resposta imediata para a vibração aplicada nos músculos retos femurais com alinhamento das pernas. Os autores sugerem que a vibração é uma forma viável de aumentar a sensibilidade motora em bebês anômalos, porém alertam para a necessidade de mais estudos para otimizar os métodos de aplicação, administrando melhor e potencializando as respostas.

Osawa e Oguma (2013) estudaram, através de uma ampla revisão da literatura, os efeitos agudos e crônicos de programas de treinamentos com vibrações mecânicas que visavam aumentar a flexibilidade de indivíduos jovens e saudáveis. Os autores analisaram dados de 19 estudos que totalizaram 600 participantes avaliados antes e após a intervenção baseada em uso vibração, e mais 13 estudos com um total de 324 participantes sobre os efeitos aditivos de vibração em comparação com as condições idênticas de treinamento sem vibração. Foram realizadas análises subgrupo com base no período de intervenção, no tipo de exercício, e no tipo de vibração aplicada. Uma meta-análise mostrou que as intervenções de vibração tiveram efeitos significativos na flexibilidade. A outra meta-análise revelou um

efeito aditivo significativo de vibração sobre a flexibilidade em comparação com a condição idêntica sem vibração. Os autores concluem que o uso de vibração pode levar a melhorias da flexibilidade tanto como meio de treinamento como em aditivo a outros tipos de treinamento.

Yoosefinejad, Torkaman e Firoozabadi (2015), avaliaram as diferentes respostas quando se aplica vibração mecânica em diferentes partes do músculo. Participaram do estudo, como voluntários, 12 homens saudáveis não atletas e sem históricos de doenças neuromusculares. Os testes era realizados entre 08:00 e 12:00 e os voluntários foram instruídos a ter descanso suficiente a noite. Todos os voluntários participaram de 4 experimentos diferentes, duas vezes como controle e duas como grupo experimental. Durante os experimentos os voluntários eram instruídos a deitar-se em posição suspensa e manter o máximo de relaxamento possível. O eletrodo de registro ativo foi colocado no ponto médio entre a fossa poplítea e o maléolo medial, e o eletrodo de referência foi colocado a dois centímetros de distância do eletrodo ativo. O eléctrodo de estimulação foi colocado sobre fossa poplítea ligeiramente mais próximo do lado medial (cátodo em proximal e ânodo no distal) e o eletrodo terra foi colocado entre o eletrodo de gravação e os eletrodos estimulantes. No grupo experimental, o vibrador operando, com frequência de 100 Hz e amplitude de 1,6 mm, foi aplicado na parte central do músculo sóleo durante 1 min na sessão, e na segunda sessão a vibração foi aplicada ao tendão do músculo. No grupo controle, o vibrador inoperativo foi colocado sobre os mesmos pontos de referência sobre a parte central e tendão do músculo, de modo a ter a mesma pressão e os estímulos tácteis. A análise estatística mostrou que a vibração aplicada à parte central e tendão do músculo sóleo aumentaram a inclinação positiva e o limite da curva de recrutamento de reflexo H. Os autores sugerem portanto, que a aplicação de vibração com frequência de 100 Hz e amplitude de 1,6 mm pode aumentar o recrutamento de neurônios motores rápidos e lentos.

#### **2.2.4 Treinamento com Vibrações na Direção do Encurtamento Muscular**

Acredita-se que a influência causada pelas vibrações mecânicas no corpo humano esteja relacionada principalmente com a ativação dos fusos musculares e dos Órgãos Tendinosos de Golgi, portanto é plausível acreditar que a melhor maneira de aplicar a vibração mecânica seja na mesma direção do encurtamento muscular, visto que esta é também a direção de ação destes receptores sensoriais. No entanto, devido à dificuldade de se aplicar a vibração na direção do encurtamento muscular, principalmente em condições dinâmicas, a maioria dos trabalhos encontrados na literatura que estudaram a aplicação de

vibração localizada fez isso aplicando vibração diretamente no músculo alvo ou no tendão na direção perpendicular à direção de trabalho do mesmo. Recentemente alguns autores desenvolveram equipamentos que visavam permitir a aplicação da vibração na direção da contração muscular, uns de maneira isométrica e outros em exercícios dinâmicos. Contudo, não foi encontrado na literatura outro equipamento, exceto o equipamento utilizado no presente trabalho, que possibilite a aplicação do estímulo vibratório não direção do torque muscular durante a realização do exercício.

Bosco et al., (1999) investigaram a influência da aplicação de vibrações mecânicas nas potência e na atividade eletromiográfica dos flexores do cotovelo. A amostra deste estudo foi composta por 12 voluntários atletas de elite do boxe e o protocolo de testes foi montado de forma que inicialmente todos os voluntários foram submetidos a um teste de flexão do antebraço com sobrecarga igual a 5% da massa corporal com ambos os braços, em seguida um dos braços, escolhido aleatoriamente, foi adotado como tratamento experimental (E) que foi submetido ao tratamento com vibrações mecânicas e o outro braço foi considerado como controle e não realizou nenhum tipo de tratamento. O tratamento destinado ao braço E consistiu da aplicação de cinco seções de vibração mecânica com duração de 1 min cada durante a realização de contrações isométricas e intervalos de descanso também de 1 min, conforme ilustrado na Fig. (2.14). O teste de flexão do antebraço realizado antes do treinamento foi repetido 5 min após o término dos treinamentos para ambos os braços.

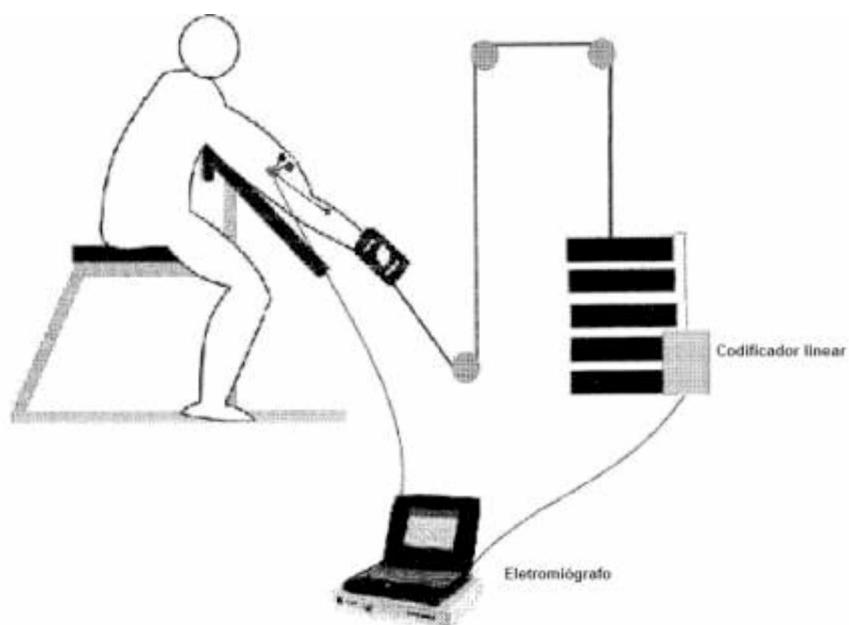


Figura 2.14 – Aplicação de vibrações mecânicas na direção do encurtamento muscular em condições isométricas (fonte: Adaptado de BOSCO et al., 1999).

Após o tratamento estatístico, os autores relatam um aumento estatisticamente significante da potência média no braço tratado com vibrações. A raiz quadrada da média do sinal eletromiográfico ( $\text{EMG}_{\text{RMS}}$ ) não apresentou alterações após o tratamento, porém, a eficiência neural calculada pela expressão  $(\frac{\text{EMG}_{\text{RMS}}}{\text{potência mecânica}})$ , aumentou significativamente. Além disso, a análise de  $\text{EMG}_{\text{RMS}}$  mostrou um aumento na atividade neural durante a aplicação da vibração mais de duas vezes o valor da linha de base, indicando que este tipo de tratamento tem um grande potencial para estimular o sistema neuromuscular.

O equipamento desenvolvido por Issurin, Liebermann e Tenenbaum (1994) e utilizado no trabalho de Issurin e Tenenbaum (1999), que é mostrado na Fig. (2.15), possibilitou aos autores realizarem exercícios de força e flexibilidade ao mesmo tempo que aplicavam estímulos vibratórios que eles consideraram agir na direção da contração muscular.

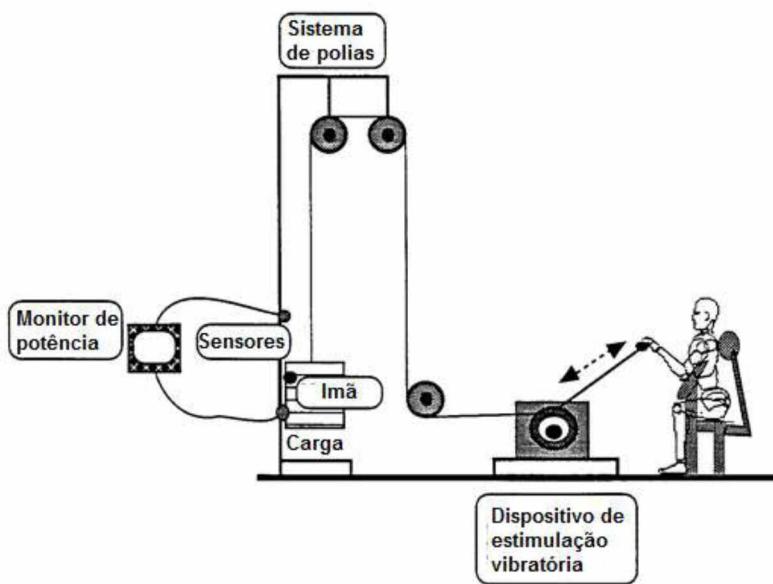


Figura 2.15 – Equipamento utilizado para aplicação de vibrações mecânicas na direção do torque muscular (Fonte: Adaptado de ISSURIN; TENENBAUM, 1999).

O trabalho de Issurin e Tenenbaum (1999), contou com a participação de 14 atletas de elite e 14 atletas amadores que realizaram exercícios bilaterais de força explosiva na contração do bíceps para avaliar os efeitos agudos e crônicos da aplicação de vibrações mecânicas em conjunto com o exercício de força e potência. O protocolo de treinamento consistiu da realização de duas séries separadas de três repetições realizadas em ordem aleatória. No segundo conjunto de cada série foi aplicada vibração com frequência de 44 Hz e amplitude de 3 mm em paralelo à realização do exercício. Os valores da potência máxima e da potência média de cada repetição foram medidos e efeito agudo foi considerado como

sendo a diferença entre os valores de potência média e potência pico da segunda repetição (com estimulação vibratória) e da primeira repetição (sem estimulação vibratória). Do mesmo modo, o efeito residual foi considerado como sendo a diferença entre os valores de potência média e potência pico da terceira repetição (após a estimulação vibratória) e da primeira repetição (antes da estimulação vibratória). Após as análises estatísticas, os autores relatam que o exercício realizado com estimulação vibratória teve efeito agudo significativo na potência média e na potência máxima em ambos os grupos, quando comparado ao exercício realizado sem estimulação vibratória, como pode ser observado na Fig. (2.16).

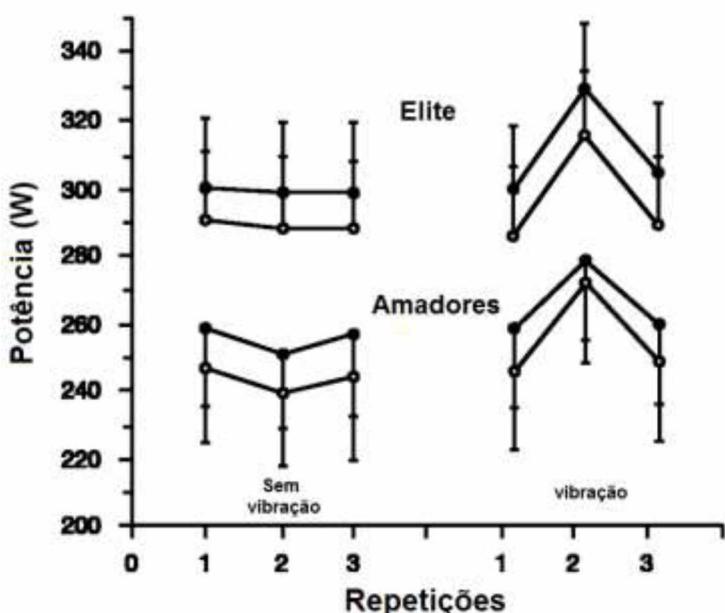


Figura 2.16 – Potência média (○) e máxima (●) medidas em 2 séries de 3 repetições para atletas amadores e de elite (Fonte: Adaptado de ISSURIN; TENENBAUM, 1999).

Uma comparação entre os grupos apresentou diferença estatística apenas para a potência máxima. Não foi observado nenhum efeito crônico significativo da estimulação vibratória. Cabe lembrar que apesar da consideração feita pelos autores, este equipamento não garante a aplicação da vibração na direção do encurtamento muscular durante todo o exercício.

Um dos grandes problemas quando se estuda os efeitos da vibração mecânica no corpo humano é o fato de que as propriedades mecânicas como rigidez e amortecimento das diversas partes do corpo humano bem como a transmissibilidade das vibrações através dos tecidos corporais não é bem conhecida. Pensando nisso Wakeling e Nigg (2001) desenvolveram um método para tentar caracterizar a frequência natural ( $f_n$ ) e o fator de

amortecimento ( $\xi$ ) dos tecidos moles da perna. O procedimento utilizado foi colar um acelerômetro à pele que recobre o músculo quadríceps capaz de registrar as acelerações locais devido às oscilações livres geradas por um impacto aplicado diretamente sobre o músculo enquanto o indivíduo realizava contração isométrica. Foi utilizada uma combinação de 3 valores diferentes para a contração (0, 50 e 100% da MCV) e 3 ângulos diferentes de posicionamento do joelho (20, 40 e 60º de flexão). Os resultados obtidos nos sinais de aceleração, conforme ilustrado na Fig. (2.17), indicaram que a oscilação livre medida no tecido mole foi subamortecida, contrariando alguns relatos anteriores da literatura que sugerem que os tecidos moles são criticamente amortecidos, e que a frequência natural e o coeficiente de amortecimento são controlados pela atividade muscular (Nigg, 1997).

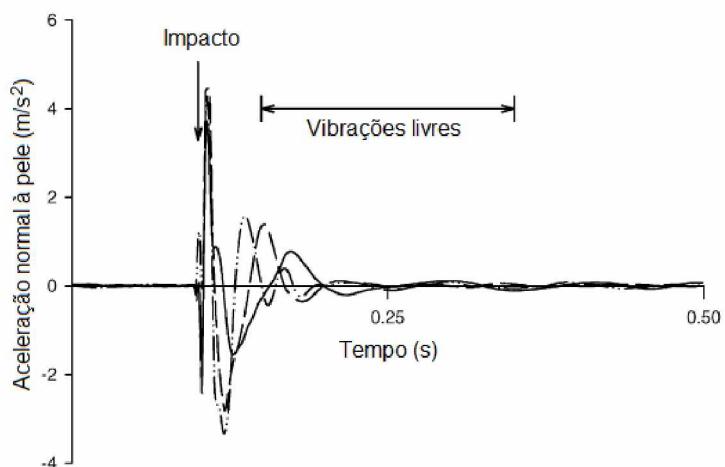


Figura 2.17 – Oscilação livre amortecida dos tecidos moles no músculo quadríceps (Fonte: Adaptado de WAKELING; NIGG, 2001).

O valor obtido para a frequência foi de ( $9 < f_n < 32$ ) Hz para o voluntário do sexo masculino e de ( $8 < f_n < 22$ ) Hz para a voluntária do sexo feminino enquanto a MCV variava entre ( $0\% < \text{MVC} < 100\%$ ), respectivamente com erro padrão de 2%. Enquanto isso, o valor do coeficiente de amortecimento foi estimado através do método do decremento logarítmico e ficou no intervalo de  $0,14 < \xi < 0,73$  para os valores de MCV entre 0 e 100% respectivamente e o erro padrão obtido foi de 7%.

Silva, Couto e Szmuchrowski (2008) avaliaram os efeitos do tratamento com vibrações mecânicas na direção do encurtamento muscular durante o treinamento de força isométrico. A vibração foi aplicada utilizando um excitador linear e transmitida por meio de um cabo de aço em um aparato criado pelos próprios autores conforme ilustrado na Fig. (2.18). A amostra utilizada foi composta por 19 homens sedentários, com idade média de  $24 \pm 3,28$  anos que foram divididos em 2 grupos, o primeiro foi submetido a um treinamento isométrico de força convencional e o segundo a um treinamento de força isométrico em conjunto com a

aplicação de vibrações mecânicas com frequência de 8 Hz e amplitude de 6 mm. Em ambos os casos o protocolo utilizado foi a execução de 12 MCVs com durações de 6 segundos e intervalos de 2 minutos entre as repetições com frequência de 3 vezes por semana durante um período de 4 semanas.



Figura 2.18 – Aplicação da vibração mecânica na direção do encurtamento muscular em exercício isométrico. (Fonte: SILVA, COUTO e SZMUCHROWSKI, 2008).

Após o tratamento estatístico dos resultados os autores constataram um aumento significativo maior da força no grupo submetido à vibração quando comparado ao grupo que treinou apenas com uso de contrações isométricas convencionais, conforme mostra a Fig. (2.19).

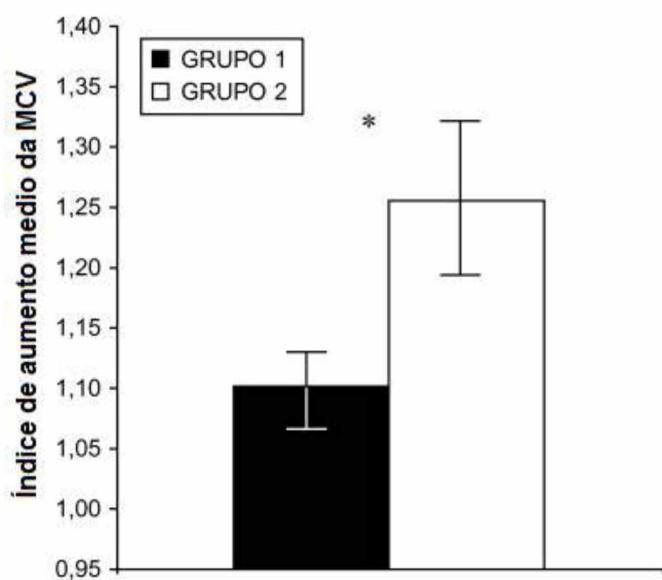


Figura 2.19 – Resultados do aumento médio de força na máxima contração voluntária.  
(Fonte: Adaptado de SILVA; COUTO; SZMUCHROWSKI, 2008).

(\*) Diferença estatisticamente significante

Os autores acreditam que a vibração possivelmente causou um maior impulso total, através aumento de mecanismos involuntários da ação muscular devido aos súbitos e consecutivos períodos de ação excêntrica. A alteração na sensibilidade citada anteriormente por outros autores também é mencionada, pois os autores relatam que a exposição consecutiva a cargas muito elevadas em conjunto com a vibração pode ter causado a diminuição da ação dos órgãos tendinosos de Golgi interferindo no mecanismo de controle involuntário da ação muscular.

Couto et al. (2012) verificaram os efeitos da aplicação de vibrações mecânicas na direção da resultante das forças musculares sobre a impulsão vertical analisando um grupo de 18 voluntários do sexo masculino participantes regulares de musculação há pelo menos seis meses e sem histórico de lesões nos membros inferiores, com idade média de  $26,9 \pm 4,7$  anos, massa corporal  $79,2 \pm 11,5$  kg e estatura  $178,0 \pm 7,3$  cm. Inicialmente os voluntários foram orientados a não realizar nenhum tipo de treinamento nas 72 horas que se antecederam o estudo e, paralisarem todas as atividades alheias aos procedimentos experimentais durante sua realização. Os protocolos foram montados de forma que logo após realizarem um pré-teste de salto com contramovimento (SCM) a partir a posição ortostática, os indivíduos foram submetidos a treinamento isométrico com aplicação localizada de vibração mecânica com frequência de 20 Hz e amplitude de 6 mm na direção da resultante das forças musculares de membros inferiores com duração de 20 segundos, conforme esquema mostrado na Fig. (2.20).

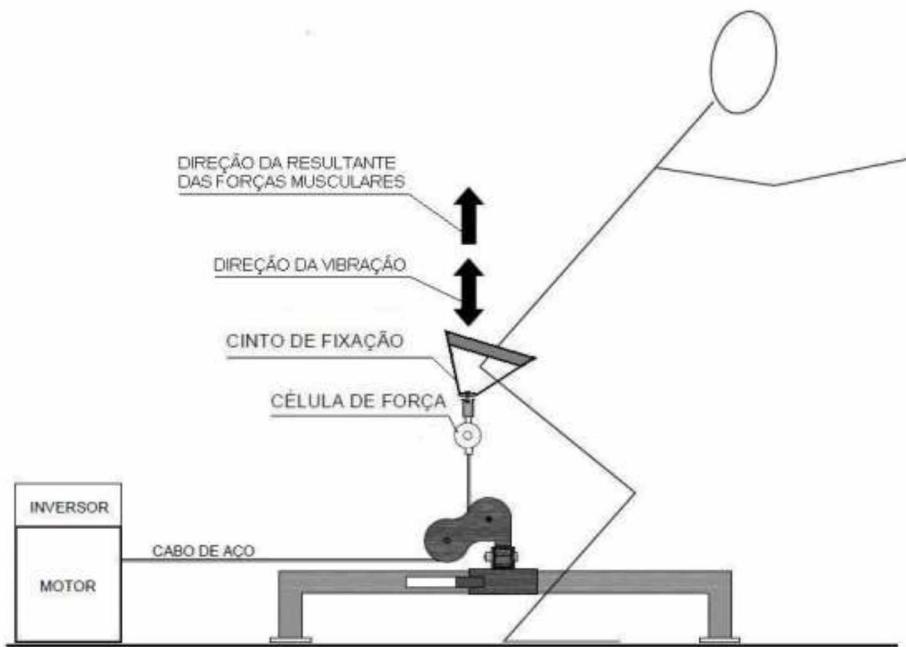


Figura 2.20 – Esquema do equipamento para aplicação de vibração mecânica (Fonte: COUTO et al., 2012)

O pós-teste de SCM foi realizado com as mesmas condições, após um intervalo de 5 minutos do término do treinamento. O controle foi realizado utilizando o mesmo grupo de voluntários, que realizaram novamente as etapas de pré e pós-teste com intervalo de 5 minutos e vinte segundos entre os mesmos sem aplicação de treinamento vibratório. Os voluntários foram divididos em dois grupos, o primeiro realizou o treinamento vibratório no primeiro dia e o no segundo dia atuou como controle, enquanto o segundo atuou como controle no primeiro dia e no segundo dia realizou o treinamento vibratório, sendo que foi respeitado um intervalo de 2 dias entre os dias dos testes. Os resultados mostraram um aumento significativo de 35,3cm para 38,3cm na altura do SCM com a aplicação da vibração.

Couto et al. (2015), analisaram o efeito crônico do treinamento de força de membros inferiores, com aplicação de vibrações mecânicas com diferentes frequências na direção da resultante das forças, sobre a velocidade de corrida de 40 m (teste V40m) . A amostra de 55 homens destreinados foi dividida aleatoriamente em 4 grupos. O primeiro grupo realizou treinamento isométrico convencional, o segundo grupo realizou treinamento isométrico com vibrações mecânicas de 8 Hz, o terceiro grupo realizou treinamento isométrico com vibrações de 26 Hz e o quarto grupo foi considerado como controle e não realizou nenhum

tipo de treinamento. Os protocolos de treinamentos foram realizados durante 4 semanas de acordo o procedimento ilustrado na Fig. (2.21), e os testes foram realizados antes e após o término dos protocolos.



Figura 2.21 – Equipamento para treinamento e aplicação de vibrações mecânicas (Fonte: COUTO et al., 2015).

Na sequência os resultados foram analisados utilizando ANOVA e a comparação entre as médias dos quatro grupos nas etapas de pré e pós-teste não apresentaram diferenças significativas entre os valores de velocidade média no teste V40m pré-teste e pós-teste para nenhum dos quatro grupos citados. Os autores concluíram, com base nos resultados obtidos, que o treinamento de força com aplicação de vibração localizada na direção da resultante das forças musculares, com frequências de 8 e 26 Hz, não foi capaz de aumentar a velocidade de corrida.

# CAPÍTULO III

## MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo mostra as etapas de elaboração do dispositivo e todos os procedimentos de calibração e testes realizados visando projetar e fabricar o protótipo do equipamento de treinamento muscular do bíceps braquial com vibração.

### 3.1 PROJETO E CONSTRUÇÃO DO EQUIPAMENTO

O treinamento dos músculos flexores do cotovelo pode ser feito de diversas maneiras e utilizando diversos tipos de equipamentos. Treinamentos efetuados com equipamentos convencionais utilizam a postura sentada com apoios nos cotovelos, sendo que, a resistência é fornecida por pilhas discretas de pesos, com ou sem o auxílio de cabos, como pode ser visto na Fig. (3.1).



Figura 3.1 – Exemplos de equipamentos de treinamento resistido para os flexores do cotovelo.

O equipamento proposto neste trabalho utiliza uma configuração padrão sendo modificado estruturalmente para acomodar um novo sistema de resistência, com ajuste contínuo de carga, inércia reduzida, sem cabos e que utiliza um princípio, definido pelos autores, como sendo **PRINCÍPIO Tmap - “TORQUE MODULADO PELO ÂNGULO DE PRESSÃO”**.

### 3.1.1 Modulação angular de torque resistivo – Princípio Tmap

Siquieroli W. A., Araujo C. A. e Souza M. P. criaram um dispositivo de resistência para treinamento muscular de baixa inércia composto por um sistema came-mola-seguidor que possui, como principal diferencial, uma curva previamente estimada capaz de gerar um torque resistivo individualizado ao músculo a ser treinado (SIQUIEROLI 2007; SOUZA, 2012). A curva é estimada considerando o ângulo de pressão e os autores denominaram este sistema como, **PRINCÍPIO Tmap – TORQUE MODULADO PELO ÂNGULO DE PRESSÃO**.

O princípio de funcionamento deste modulador de torque é baseado na variação do ângulo de pressão ao longo do movimento por meio da geometria estimada para o came. A composição estrutural deste dispositivo foi projetada para ser utilizada como um sistema de carga de baixa inércia a ser aplicado em equipamentos de musculação e fisioterapia. Graças ao Princípio Tmap é possível a realização de movimentos em velocidades mais altas comparativamente à sistemas convencionais. A curva do came está relacionada com o grupo muscular a ser treinado podendo inclusive, gerar dispositivos individualizados para os usuários. Neste caso, atinge-se a máxima performance de treinamento associado com diferentes velocidades e especificidades. A característica principal é que o dispositivo permite obter níveis de torque resistivo próximos da curva de torque disponível do músculo ou grupo muscular responsável por um movimento específico. Outra vantagem observada neste sistema quando comparado aos sistemas de carga convencionais com cabos e pilhas de pesos é a possibilidade de regulagem infinitesimal da sobrecarga.

A estrutura deste modulador de torque é formada por um conjunto came-mola-seguidor e possibilita variações de torque resistivo graças à variação do ângulo de pressão que surge entre o seguidor e o came durante sua movimentação, conforme esquematizado na Fig. (3.2).

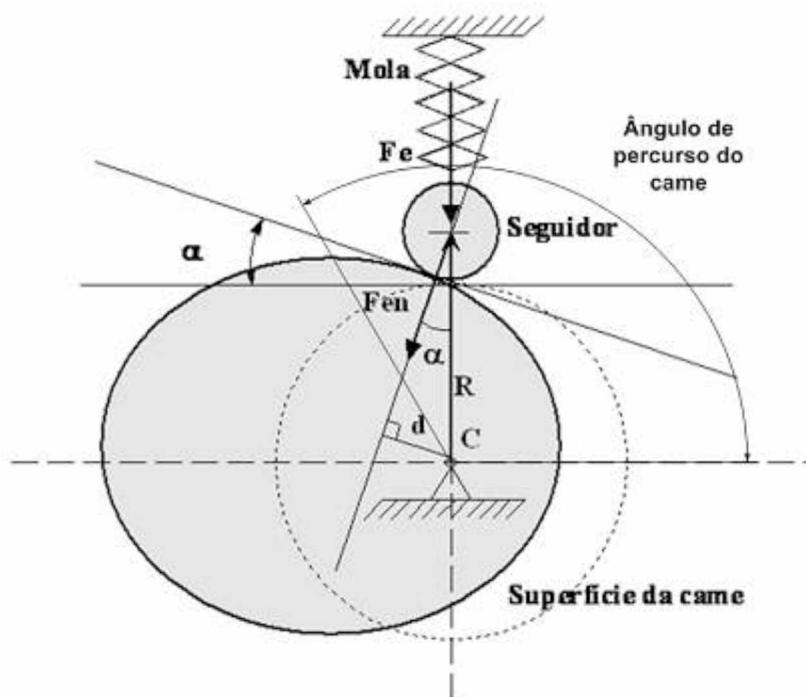


Figura 3.2 – Princípio Tmap (Torque Modulado pelo Ângulo de Pressão).

Conforme pode ser observado na Figura (3.2), o princípio de funcionamento do modulador é baseado na variação do ângulo de pressão ( $\alpha$ ). Esta variação acontece devido à curvatura do came, pois quando o came gira em torno do centro de rotação (C), a direção de transmissão do esforço de contato ( $F_{en}$ ) entre o came e o seguidor se altera. Se o seguidor for acoplado a uma mola de compressão ocorrerá uma variação da força elástica ( $F_e$ ), alterando a componente ( $F_{en}$ ), normal à superfície do came no ponto de contato com o seguidor. A força normal ( $F_{en}$ ) multiplicada pelo braço de alavanca ( $d$ ) em relação ao centro de rotação cria um torque resistivo proporcional ao ângulo de pressão ( $\alpha$ ) e à força elástica ( $F_e$ ).

Sistemas do tipo came/seguidor/mola não são novos, ou seja, são bastante utilizados em engenharia para movimentar peças ou dispositivos. A novidade do sistema apresentado está no processo de geração da curva do came que é diretamente relacionada com a resistência muscular específica e associada com a variação do ângulo de pressão. Estas associações de sistemas visando gerar níveis de torque resistivos adequados ao grupo muscular treinado acoplado à uma velocidade de treinamento específica foram denominados de sistema que utilizam o Princípio Tmap. A solução matemática para criar um perfil do came de modo que se obtenha uma curva de torque específica não é trivial. A Figura (3.3) mostra uma análise detalhada da variação do ângulo de pressão.

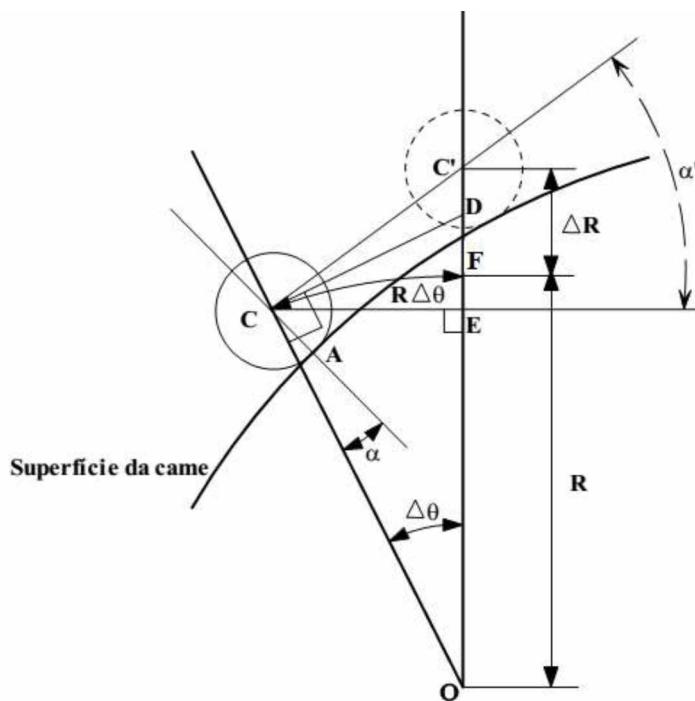


Figura 3.3 – Geometria do sistema de came com seguidor de rolete (Fonte: SIQUIEROLI, 2007).

O princípio do modulador de torque resistivo torna o sistema capaz de produzir um torque resistente sempre igual ou próximo da máxima capacidade de produção de força na articulação a ser treinada. Para isso é preciso conhecer o perfil de torque que se deseja reproduzir, ou seja, é necessário identificar o perfil de torque máximo que o usuário é capaz de produzir durante a realização do gesto motor a ser treinado. Este nível de torque ( $T_m$ ) pode ser obtido por meio de equipamentos isocinéticos ou torquímetros especiais, como mostra a Fig. (3.8). Considerando a inércia do sistema, mesmo que ela seja pequena devido ao mecanismo utilizado, o torque disponível ( $T_m(\theta)$ ), que o músculo motor pode produzir em cada posição angular ( $\theta$ ) do movimento articular é dado por:

$$T_m(\theta) = T_r(\theta) + T_i(\theta) \quad (3.1)$$

onde,  $T_r(\theta)$  é o torque resistente produzido pelo modulador mecânico e  $T_i(\theta)$  é o torque de inércia total devido à aceleração do movimento em cada posição angular ( $\theta$ ).

Supondo que o came da Fig. (3.3) esteja parado e que o seguidor gire no sentido horário, partindo da posição (C) até (C') com variação angular ( $\Delta\theta$ ), tem-se que:

$$\alpha' = \tan^{-1} \left( \frac{C'E}{CE} \right) \quad (3.2)$$

No limite, quando a variação ( $\Delta\theta$ ) tende a zero, os ângulos (OCE) e (ACC') tendem para  $90^\circ$  e o segmento (CD) tende ao comprimento do arco (CF), igual a ( $R \Delta\theta$ ) e ambos, (CD) e (CF) tendem ao comprimento (CE). Logo, em pequenos deslocamentos angulares é possível obter:

$$\lim_{\alpha' \rightarrow 0} \alpha' \left\{ \begin{array}{l} \alpha = \alpha' \\ C'E = \Delta R \\ CE = R \Delta\theta \end{array} \right\} \quad (3.3)$$

Logo,

$$\tan(\alpha) = \frac{1}{R} \frac{\Delta R}{\Delta\theta} \quad (3.4)$$

$$\alpha = \tan^{-1} \left( \frac{1}{R} \frac{\Delta R}{\Delta\theta} \right) \quad (3.5)$$

O valor de  $Tr(\theta)$  para cada posição angular pode ser obtido geometricamente da Fig. (3.3), ou seja,

$$Tr(\theta) = F_{en} \cdot d = [F_e \cdot \cos(\alpha)] \cdot [R \cdot \sin(\alpha)] \quad (3.6)$$

onde,

$$F_e \cdot \cos(\alpha) = F_{en} \quad (3.7)$$

Tomando como base a Fig. (3.2), a força elástica ( $Fe$ ), produzida pela deformação da mola em cada posição ( $\theta$ ) do came, pode ser escrita como:

$$Fe(\theta) = F_p + K(R_\theta - R_0) \quad (3.8)$$

onde ( $F_p$ ) é a força elástica de pré-carga da mola, ( $K$ ) é a constante elástica da mola, ( $R_\theta$ ) é o raio do came na posição ( $\theta$ ) e ( $R_0$ ) é o raio inicial do came na posição de partida do seguidor.

$$T_m(\theta) = [(F_p) \sin(\alpha) \cdot \cos(\alpha) + K(\sin(\alpha) \cdot \cos(\alpha) (R_\theta - R_0))] \cdot R_\theta + T_i(\theta) \quad (3.9)$$

Esta equação pode ser escrita como:

$$T_m(\theta) = \left( \frac{F_p + K(R_\theta - R_0)}{2} \right) \sin(2\alpha) \cdot R_\theta + T_i(\theta) \quad (3.10)$$

De acordo com a segunda lei de Newton, o torque de inércia é dado por:

$$T_i(\theta) = I_\theta \cdot \ddot{\theta} \quad (3.11)$$

Portanto, pode-se escrever que:

$$T_m(\theta) = \left( \frac{F_p + K(R_\theta - R_0)}{2} \right) \sin(2\alpha) \cdot R_\theta + I_\theta \ddot{\theta} \quad (3.12)$$

A Eq. (3.12) apresenta a soma do torque gerado pela curva do came durante um movimento angular específico conhecendo a estimativa de aceleração angular do movimento. A solução desta equação não é trivial, uma vez que, com o deslocamento angular ( $\Delta\theta$ ) ocorre a variação de  $R_\theta$  e  $\alpha$  para uma determinada rigidez de mola e sua pré-carga e um perfil de aceleração angular imposta pelo movimento.

Portanto, a solução da Eq. (3.12) torna-se transcendental e não possui solução analítica, devendo ser resolvida numericamente. Portanto, é necessário utilizar soluções numéricas e para isso é necessário utilizar variações angulares discretas ( $\Delta\theta$ ) ao longo do movimento. Sendo assim, o valor do raio do came em uma posição  $\theta$  qualquer pode ser definido como:

$$R_\theta = R_0 + \sum_{i=1}^n \Delta R_i \quad (3.13)$$

onde  $\Delta R_i$  é a diferença entre o valor do raio na posição analisada ( $R_i$ ) e na posição anterior ( $R_{i-1}$ ) e  $n$  é o número de discretizações utilizadas do ângulo  $\theta$ . Como a discretização é realizada na variável  $\theta$ , trataremos como  $\Delta\theta_i$  é a diferença entre a posição angular analisada ( $\theta_i$ ) e a posição anterior ( $\theta_{i-1}$ ). Portanto, podemos escrever a variação do raio em função do ângulo de pressão em cada ponto, da seguinte forma:

$$\Delta R_i = R_{i-1} \cdot \Delta\theta_i \cdot \tan(\alpha_i) \quad (3.14)$$

Também de forma discreta, a Eq. (3.12) pode ser reescrita como:

$$Tm_i(\theta) = \left( \frac{F_p + K \sum_{i=1}^n [R_{i-1} \cdot \Delta\theta_i \cdot \tan(\alpha_i)]}{2} \right) \sin(2\alpha_i) \cdot (R_0 + \sum_{i=1}^n [R_{i-1} \cdot \Delta\theta_i \cdot \tan(\alpha_i)]) + I_\theta \ddot{\theta} \quad (3.15)$$

Na Eq. (3.15) a pré-carga da mola ( $F_p$ ) é um dado de entrada no projeto. Uma vez projetado e construído o came, este parâmetro pode ser alterado durante os treinos para funcionar de forma análoga ao procedimento de se aumentar o peso discreto em um equipamento convencional, porém, com a vantagem de ser um ajuste de regulagem contínua. O raio inicial ( $R_0$ ) também é um dado de entrada e deve ser estipulado pelo projetista com base nas características construtivas do equipamento ao qual o came será acoplado.

Neste modelo ainda não foram considerados os efeitos da dissipação por atrito no equipamento e no braço do usuário. Considerando agora estas parcelas de amortecimento devido à dissipação de energia por atrito no equipamento e no braço do usuário, tem-se que,

$$Tm_i(\theta) = \left( \frac{F_p + K \sum_{i=1}^n [R_{i-1} \cdot \Delta\theta_i \cdot \tan(\alpha_i)]}{2} \right) \sin(2\alpha_i) \cdot (R_0 + \sum_{i=1}^n [R_{i-1} \cdot \Delta\theta_i \cdot \tan(\alpha_i)]) + I_\theta \ddot{\theta} + T_{am}(\theta) \quad (3.16)$$

O valor do torque  $T_i(\theta)$ , em cada posição angular ( $\theta$ ), é obtido conhecendo os valores da aceleração e dos momentos de inércia do mecanismo. O torque  $T_{am}(\theta)$ , em cada posição angular ( $\theta$ ) é definido após uma análise do modelo dinâmico do braço mais equipamento.

Como os valores do torque máximo disponível ( $T_m$ ) são conhecidos durante todo o percurso de variação angular do gesto motor (parâmetro de entrada), as únicas incógnitas que restam na eq (3.15) são ( $\Delta\theta$ ) e ( $\alpha$ ). Uma vez discretizado o deslocamento angular, para cada intervalo  $\Delta\theta_i$  um processo iterativo obtém um valor de  $\alpha_i$  que satisfaz a equação. A solução numérica da Eq. (3.16) é obtida por meio de iteração utilizando uma rotina em MATLAB® que obedece aos critérios expressos no fluxograma da Fig. (3.4). Assim é possível obter o perfil necessário do came para reproduzir um perfil de torque observado em qualquer gesto motor que se deseje treinar. Neste caso, o gesto motor escolhido foi relativo ao treinamento dos flexores do cotovelo.

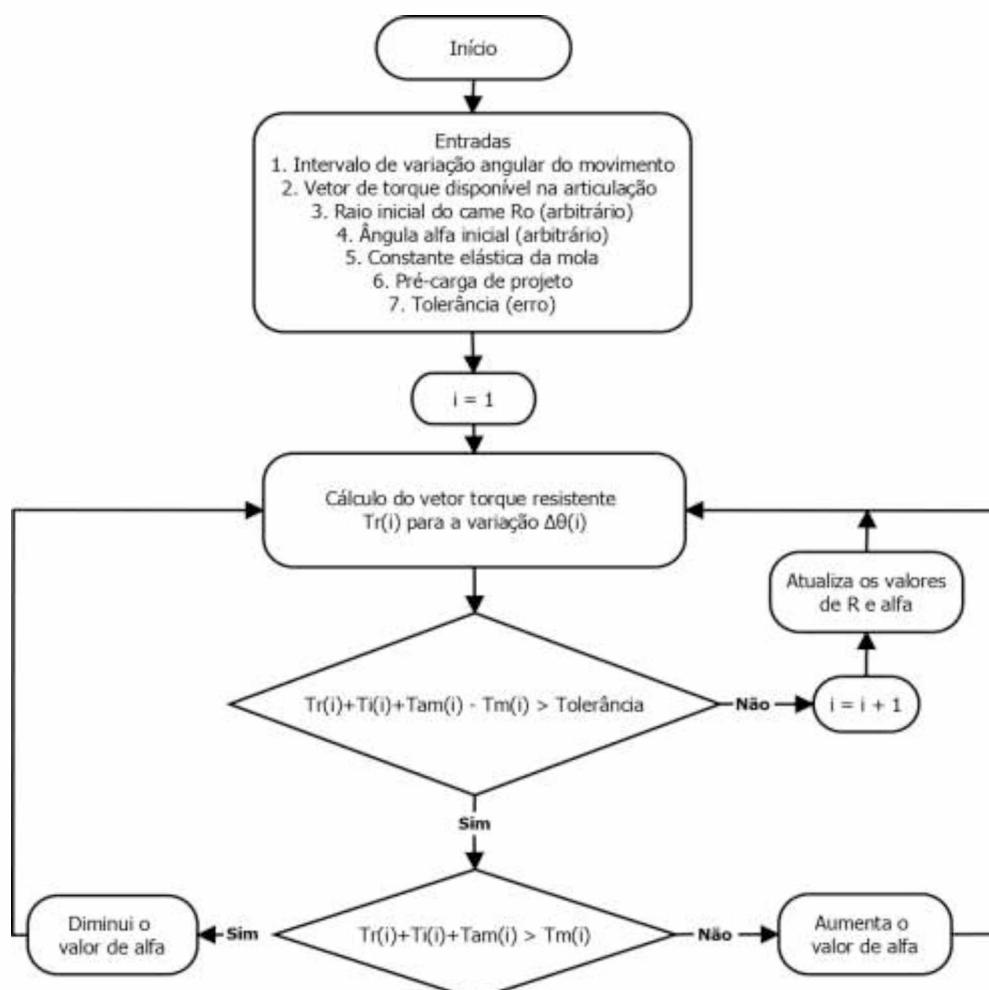


Figura 3.4 – Fluxograma para solução da Eq. (3.16) ( Adaptado de SIQUIEROLI, 2007).

### 3.1.2 Testes utilizando a primeira versão do protótipo

Siqueroli (2011) construiu um primeiro protótipo de treinamento com a utilização do princípio Tmap. Esse protótipo foi uma versão preliminar com estrutura simplificada, na qual era possível treinar apenas um dos braços, como pode ser observado na Fig. (3.5).

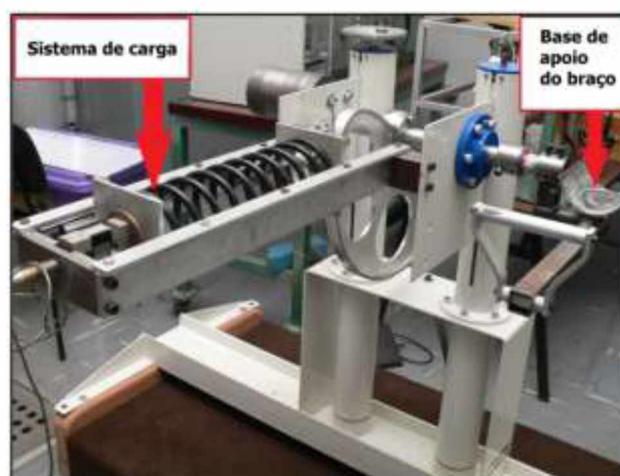


Figura 3.5 – Protótipo do dispositivo para treinamento do músculo bíceps braquial (Fonte: Adaptado de SIQUIEROLLI, 2011).

Este aparato foi importante para o desenvolvimento de um novo protótipo, possibilitando identificar algumas falhas iniciais do projeto do came. Após a construção e realização de alguns testes com primeiro came para o protótipo, o mesmo se mostrou com dimensões demasiadamente grandes e com inércia muito elevada, deixando clara a necessidade de construir um came menor. Inclusive o principal problema identificado foi com relação à curva de torque máximo do gesto motor a ser treinado. O erro identificado na obtenção da curva de torque máximo afetou diretamente o perfil do came construído no primeiro protótipo inviabilizando a realização dos treinos no equipamento com esse came. Trata-se do fato de que a curva de torque utilizada na confecção do primeiro came foi baseada no torque máximo estático, que é bem superior àquela que ocorre durante a realização do movimento.

A instrumentação do protótipo para os testes no primeiro protótipo foi feita utilizando um torquímetro construído e calibrado no laboratório de projetos mecânicos (LPM) que foi instalado no eixo do dispositivo entre a posição de pegada e o ponto de fixação do came. Foi utilizada também uma célula de carga instalada na direção de deslocamento da mola, como pode ser vista na Fig. (3.6).



Figura 3.6 – Instrumentação do protótipo de treinamento do músculo bíceps braquial.

O principal parâmetro avaliado nesses testes foi a curva de torque obtida em função do ângulo de posição do cotovelo, porém foram encontradas dificuldades para acoplar as informações de torque produzido e posição angular do cotovelo, pois a posição angular foi medida separadamente utilizando um goniômetro da MIOTEC® que foi acoplado ao braço do indivíduo e o torque foi medido diretamente no equipamento por meio de um sistema de aquisição de dados AC2122 de 16 canais da Lynx, com taxa de aquisição entre 0,5 e 64.000 Hz e faixa de entrada analógica de  $\pm 10 \text{ V}_{\text{DC}}$ .

### **3.1.3 Curva de torque máximo disponível do gesto motor com velocidade variável**

O novo equipamento proposto permite a realização de treinamentos com velocidades de contração mais elevadas beneficiando assim a utilização de protocolos que visam o treinamento de fibras musculares específicas (fibras rápidas) e permitir também a seleção infinitesimal de cargas, gerando maior facilidade na prescrição de protocolos de reabilitação. Portanto, o perfil do novo came a ser utilizado no modulador do protótipo foi projetado para extrair o máximo de produção de força do grupo muscular durante a realização de um movimento com velocidade de contração variável. Em geral, um gesto motor possui velocidade de contração variável. Porém, não foi encontrado na literatura, um método de identificação correto da curva de torque dinâmico máximo disponível na articulação durante a realização de determinado gesto motor, que em geral, possui velocidade de contração variável.

Portanto, foi desenvolvida uma metodologia para a obtenção da capacidade máxima de produção de força do grupo muscular responsável pela execução do gesto motor escolhido (flexão do cotovelo). Esta metodologia consiste em medir a máxima capacidade de produção de força dos flexores do cotovelo durante a realização de contração isométrica máxima e também durante a realização de movimentos em velocidade constante. Neste caso, foi utilizado um dinamômetro isocinético e os dados obtidos foram correlacionados com a curva de velocidade do movimento desejado, gerando uma curva interpolada de torque máximo para o perfil de velocidade utilizado. Os autores realizaram os testes em um dinamômetro isocinético cedido pelo Professor Dr. Luciano Luporini Menegaldo do Centro de Tecnologia da Universidade Federal do Rio de Janeiro. Neste caso, as análises foram realizadas pelos próprios autores visando obter uma estimativa do comportamento, não havendo ainda a necessidade de um resultado estatisticamente significante.

O gesto motor adotado foi o movimento de flexão do cotovelo na maior velocidade possível. Esse gesto motor foi baseado em um movimento de desequilíbrio do oponente, presente no treino de judô denominado de Kuzushi. Este movimento consiste em uma contração rápida do cotovelo com uma variação angular aproximadamente de 0 a 104º em 0,45 segundos. Os próprios autores serviram como voluntários e reproduziram este movimento 9 vezes com o uso de goniômetro fixado na articulação do cotovelo, obtendo curvas de deslocamento que foram utilizadas para obter o perfil de deslocamento médio do gesto motor. A partir da derivação desta curva, foram obtidas as curvas de velocidade e aceleração durante todo o movimento.

Os participantes foram instruídos a realizarem o movimento de flexão do cotovelo com a máxima força possível. Esse procedimento foi repetido para 6 (seis) diferentes valores de velocidade de contração 0, 30, 60, 150, 240 e 300 [%/s]. Durante a realização dos testes os participantes foram posicionados e devidamente fixados no dinamômetro isocinético, conforme mostrado na Fig. (3.8).



Figura 3.8 – Realização do movimento de máxima contração voluntária de flexão do cotovelo em diferentes valores de velocidades.

Durante a realização dos testes, foram obtidas diretamente do isocinético, as curvas de torque máximo para cada velocidade de contração. Na sequência, todas as curvas de torque máximo foram plotadas em um gráfico juntamente com a curva de velocidade do gesto motor e os pontos de intersecção indicam pontos de máximo torque na velocidade do gesto motor na mesma posição. Portanto, uma curva interpolada entre esses pontos representa a curva de torque máximo disponível na articulação em cada posição angular e com a velocidade do gesto motor.

De acordo com a literatura, a capacidade de produção de torque na articulação do cotovelo varia de acordo com a posição angular devido às alterações biomecânicas causadas durante a realização do movimento. Portanto, é importante ressaltar que durante a realização dos testes para levantamento da curva de torque disponível, os autores se atentaram para um novo ponto de vista, observando os efeitos simultâneos das variações biomecânicas e da curva descrita por Hill (1938), que prevê uma diminuição exponencial da capacidade de produção de força nos músculos com o aumento da velocidade de contração.

A curva de torque máximo disponível na articulação é um parâmetro de entrada na solução iterativa da Eq. (3.16), utilizada para obter o perfil do came desejado. Como se trata de um primeiro equipamento funcional de avaliação da eficiência do modulador de torque, com o qual será treinada uma amostra heterogênea, foi utilizada a curva média de torque máximo disponível entre os valores obtidos entre dois participantes distintos com constituições físicas diferentes. Os outros parâmetros de entrada da equação são o torque

de inércia e o torque de amortecimento devido ao atrito, e ambos foram obtidos após a análise dinâmica do dispositivo.

Para a construção do novo came, foi arbitrado um novo raio inicial, menor que o utilizado no projeto do primeiro came, sendo realizado novamente todo o procedimento iterativo de projeto. Um protótipo do came projetado, em dimensões reduzidas, foi fabricada em liga de alumínio por usinagem por CNC. O came foi acoplado ao dispositivo para realização de novos testes. Para isto foi construído e calibrado um goniômetro potenciométrico com conexão no sistema de aquisição AC2122 de 16 canais da Lynx para possibilitar a obtenção do sinal referente ao valor do ângulo da articulação do cotovelo simultaneamente aos sinais referentes à força e ao torque, conforme mostra a Fig. (3.9).



Figura 3.9 – Realização dos testes com o novo came construído.

Para evitar a influência de possíveis erros oriundos da determinação da inércia do dispositivo, em um primeiro instante optou-se por realizar uma validação do perfil de variação do came com ensaios estáticos. Para isso foram realizados 30 ciclos completos de movimento quase estático, concêntrico e excêntrico, sendo obtida a media dos ciclos. Das análises prévias, observa-se que existe diferença nos torques entre o movimento concêntrico e o movimento excêntrico, caracterizando a presença de atrito no sistema.

Os testes foram realizados utilizando ainda dois seguidores de tamanhos diferentes visando avaliar a influência da mudança do ponto de contato. Neste caso, verificou-se que este tem pouca influência no valor do torque. Inclusive, mesmo para o rolamento de agulhas utilizado observou-se erros maiores que os apresentados por um rolamento de esferas de dimensões maiores. Estes dados são devidos à influência do coeficiente de atrito no rolamento de agulhas ser superior à influência da mudança do ponto de contato.

O próximo passo foi introduzir no modelo matemático, uma parcela correspondente ao atrito presente no dispositivo, porém a complexidade dos atritos presentes no dispositivo e seus componentes não permitem o desenvolvimento de um modelo geral e, portanto, foi desenvolvido um modelo empírico exclusivo para este dispositivo. Este modelo foi obtido

comparando os resultados obtidos nos testes com os resultados esperados e considerando que a diferença consiste basicamente do atrito no dispositivo.

Para verificar se a diferença era devida somente ao atrito presente no dispositivo, o novo modelo matemático obtido a partir da correção imposta, foi utilizado para confeccionar mais 3 cames, sendo um came igual ao utilizado anteriormente, porém com a correção prevista, um segundo came com 20% a mais na curva de torque prevista e um terceiro came com curva de torque prevista 20% menor. Os comportamentos desses 3 cames foram avaliados visando verificar se a correção obtida estava de acordo com o esperado para este dispositivo. As novas curvas de torque experimentais se ajustaram às curvas de torque projetadas. Contudo ainda foram observadas variações entre a curva de torque de flexão e extensão, sendo que neste caso nenhum procedimento de correção foi adotado, uma vez que o foco deste estudo é a curva de torque de flexão. Os resultados destas comparações estão apresentados na seção de resultados.

### **3.1.4 Projeto e simulação do novo protótipo**

Para uma análise dos reais efeitos do modulador de torque existe a necessidade de se comparar os efeitos de um mesmo protocolo de treinamento realizado um protótipo adaptado com este sistema e utilizando um equipamento convencional. Portanto, para a idealização do novo protótipo optou-se por um projeto com condições ergonômicas de treinamento similares a um equipamento convencional visando comparações em condições semelhantes com a única diferença sendo o sistema de carga.

A melhor opção encontrada foi adquirir dois equipamentos de treinamento convencionais de rosca scott, iguais ao da Fig. (3.10), e retirar o sistema de carga de uma delas substituindo pelo modulador de torque.



Figura 3.10 – Equipamento convencional de treinamento dos flexores do cotovelo utilizado nos testes.

O primeiro passo foi projetar as adaptações para acoplar o modulador de torque incluindo um sistema para a aplicação da pré-carga sem alterar significativamente as características ergonômicas da máquina. Foi necessário também substituir o braço da máquina para diminuir a inércia, pois o braço original possuía grandes dimensões.

A estrutura do protótipo foi desenhada e simulada utilizando o software INVENTOR®. Esse software foi escolhido para a análise devido à facilidade de utilização das ferramentas de simulação dinâmica e possibilidade de analisar uma grande quantidade de parâmetros passíveis de ajustes. A Figura (3.11) mostra a estrutura final do protótipo desenvolvido em software INVENTOR®.

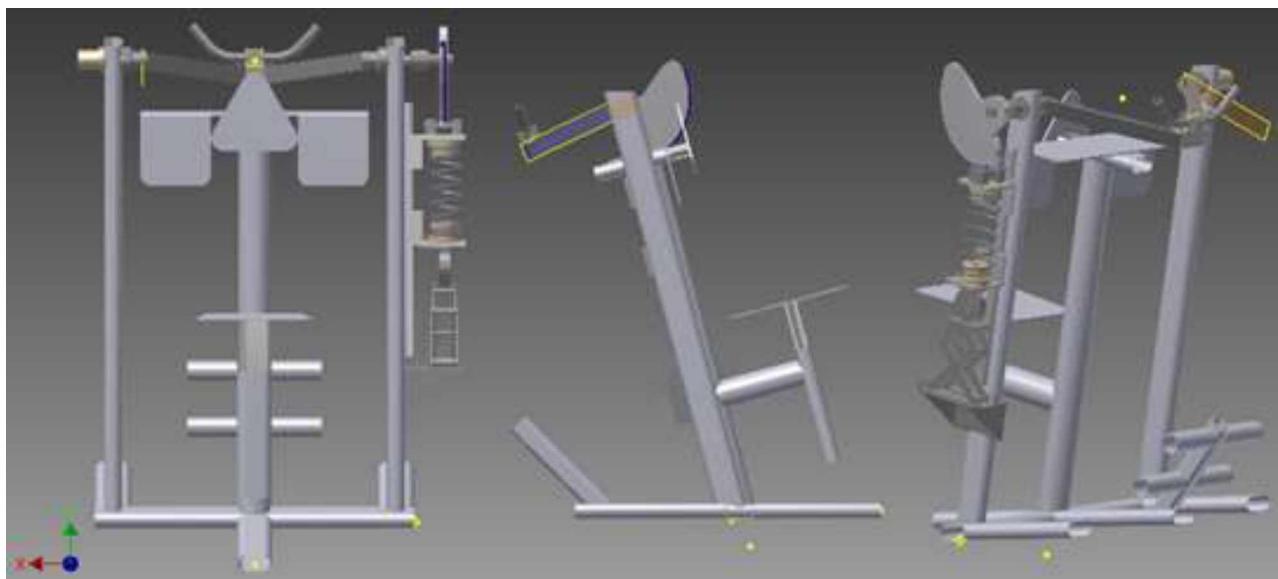


Figura 3.11 – Projeto, desenhado em INVENTOR<sup>®</sup>, do protótipo construído.

Como pode ser observado na Fig. (3.11), as condições do assento, apoio do tórax e posição de pegada foram mantidas o mais próximo possível do equipamento original a fim de realizar comparações entre os treinamentos nos dois equipamentos. Ou seja, o objetivo é avaliar possíveis vantagens e desvantagens com o uso do novo modulador de torque em relação ao sistema de pilhas de pesos do equipamento convencional.

A solução encontrada para facilitar a aplicação da pré-carga na mola foi utilizar um macaco mecânico comum abaixo da base de apoio da mola de compressão, que por sua vez será suportada por uma guia linear fixada na estrutura do equipamento. Foram previstos também sensores para auxiliar no monitoramento como uma célula de carga para medir o valor da pré-carga, um torquímetro para medir o valor do torque real obtido e um goniômetro para medir a posição angular do movimento em cada instante.

No projeto foi feita a instalação da célula de carga na base de apoio da mola de compressão para medir a força elástica em cada instante. O torquímetro foi projetado para ser montado no eixo de sustentação do came visando medir o torque transmitido pelo sistema de carga. Por fim a instalação do goniômetro foi feita na extremidade externa do eixo de rotação do braço da máquina permitindo medir a posição angular do movimento em cada instante sem interferir na acomodação do usuário.

Com o projeto idealizado, a próxima etapa foi efetuar as simulações do sistema e fabricar o protótipo completo. O objetivo da simulação dinâmica foi avaliar e ajustar os modelos de tal forma que o comportamento fosse representado computacionalmente, facilitando avaliações prévias e verificação de possíveis problemas de funcionamento.

O procedimento adotado na simulação foi de impor o movimento do braço do equipamento partindo da posição inicial adotada como posição de 0º até a posição 104º em um período de 0,45 s, conforme perfil de velocidade do movimento real para o qual o dispositivo foi projetado e ao qual o mesmo será submetido. Os parâmetros utilizados na simulação e o perfil de velocidade imposto ao braço do equipamento podem ser vistos na Fig. (3.12).

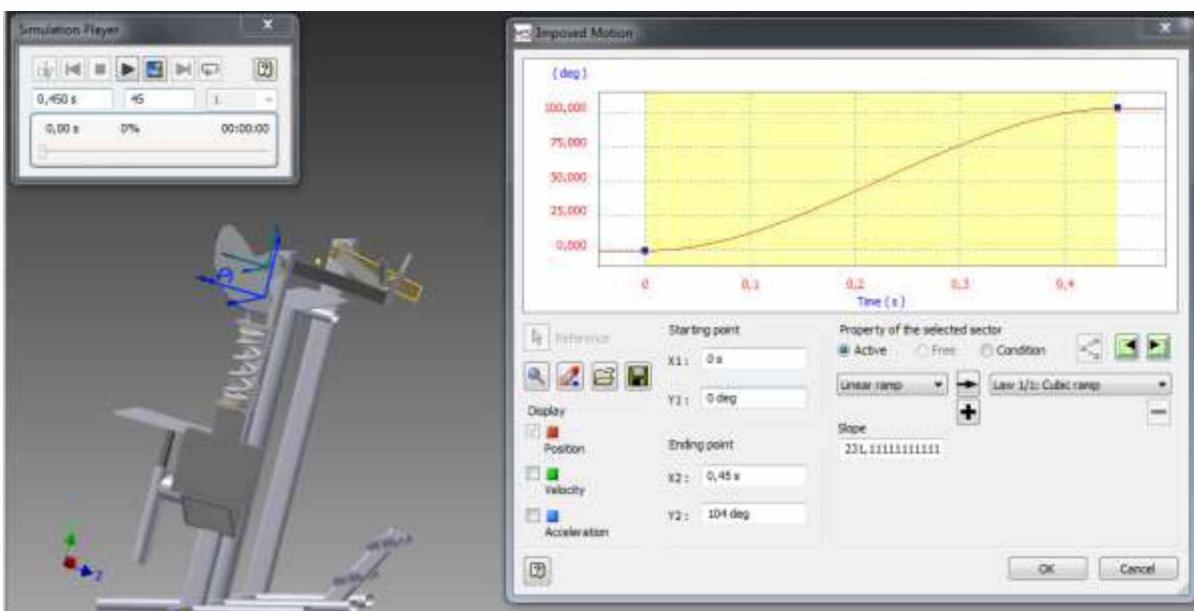


Figura 3.12 – Desenho utilizado do protótipo feito no software INVENTOR® e utilizado para realização das simulações.

Nesta simulação foram avaliados o torque gerado na junta de rotação do braço durante o movimento e a força de compressão da mola. Os resultados foram comparados com valores projetados. Vale ressaltar que este modelo será devidamente ajustado após a construção e instrumentação do equipamento.

### 3.1.5 Projeto e construção dos elementos utilizados no equipamento

A mola utilizada nesta versão foi projetada, conforme ilustrado na Fig. (3.13). Suas especificações foram previamente estipuladas, tendo como base a consideração de que ambos os braços do indivíduo são iguais e, portanto a solicitação necessária para o treinamento dos dois braços em conjunto foi considerada como sendo o dobro do necessário para um único braço. Esta consideração foi necessária, pois o comportamento conhecido é o de apenas um dos braços do usuário.

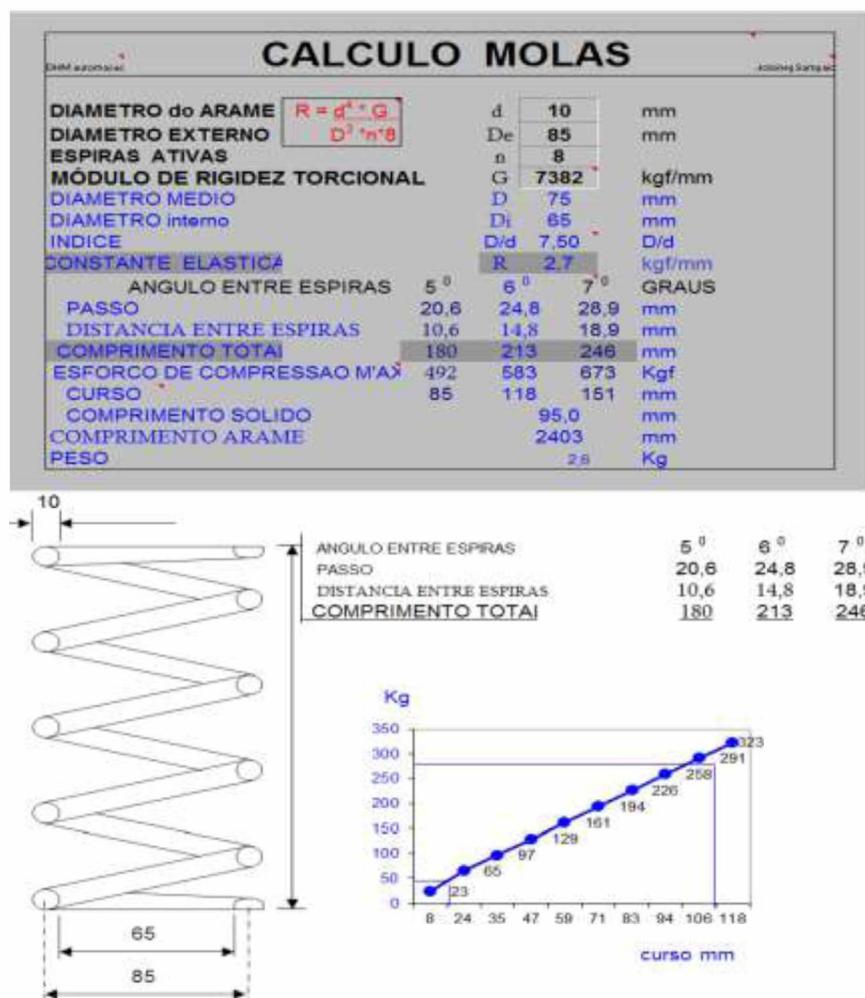


Figura 3.13 – Projeto da mola a ser utilizada no protótipo.

A mola foi confeccionada de acordo com as recomendações de projeto. Para o caso de fabricação futura em escala, do equipamento, é importante a utilização de uma mola comercial, realizando as devidas correções dos parâmetros da mola no projeto.

A guia linear para sustentar a mola e permitir o movimento na direção de compressão foi escolhida com base nas forças máximas atuantes na mola durante a realização dos exercícios. Como os esforços na direção de apoio da guia são muito pequenos, considerou-se como valor crítico o momento aplicado ao carrinho da guia no caso de um possível travamento. Como a força máxima na mola é de 3186 N e o centro da mola está a uma distância de aproximadamente 60 mm o momento causado por um possível travamento seria da ordem de 191,2 N.m. A guia selecionada foi uma guia linear EGW 25CA da linha EGW-SA / EGW-CA que suporta momentos na direção analisada de 0,32 kN.m, como pode ser observado na Fig. (3.14), para o valor de  $M_p$ .

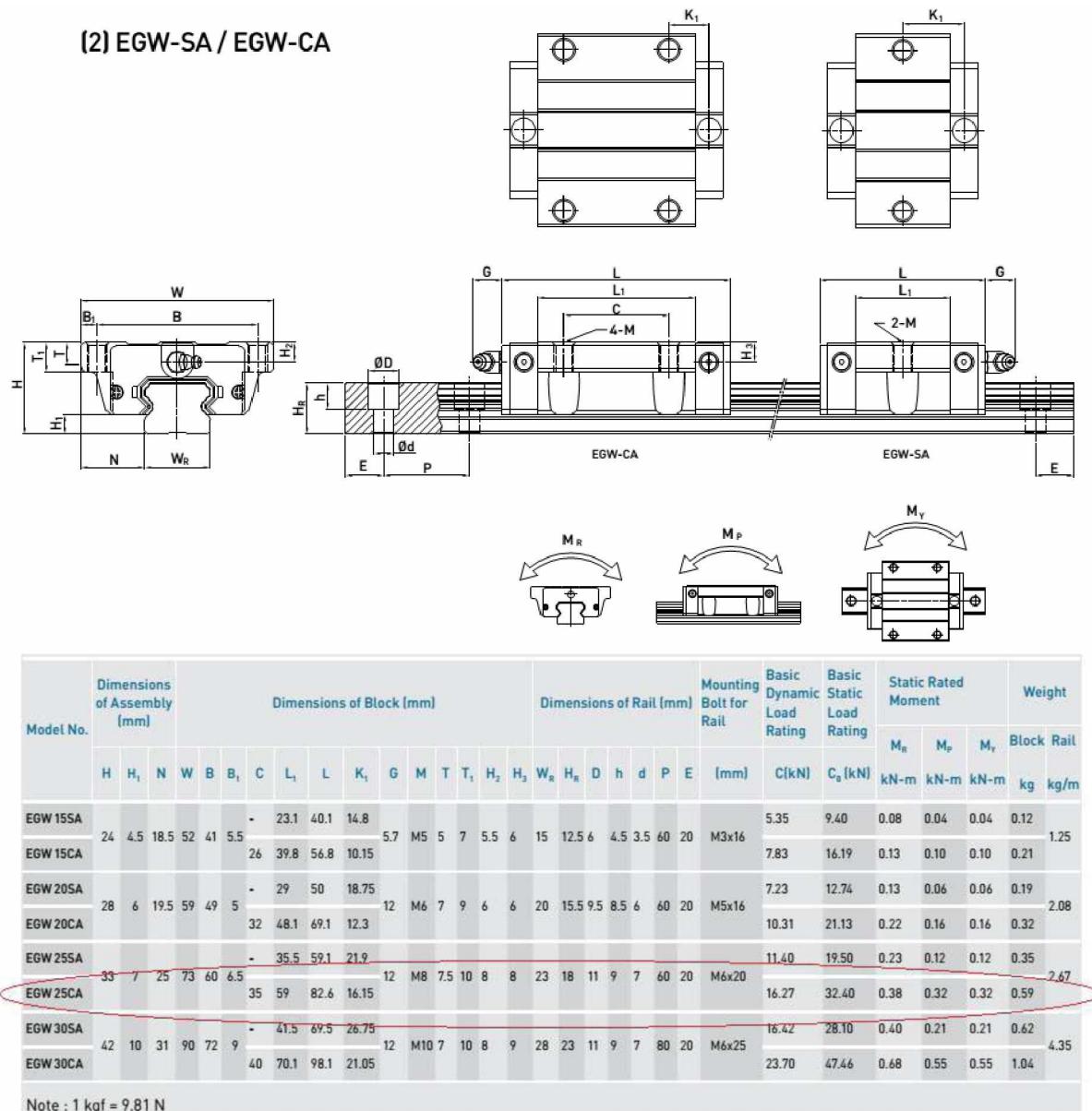


Figura 3.14 – Indicação da seleção da guia linear comercial utilizada.

O procedimento adotado para a seleção do macaco mecânico utilizado na aplicação da pré-carga foi semelhante e se baseou simplesmente no valor máximo de carga 3186 N referente à máxima força elástica da mola utilizada. Portanto utilizou-se um macaco mecânico comercial utilizado em automóveis do tipo sanfona com capacidade para erguer 5000 N.

O torquímetro utilizado neste equipamento foi o mesmo construído por Siquieroli (2011). O projeto deste torquímetro é mostrado na Fig. (3.15).

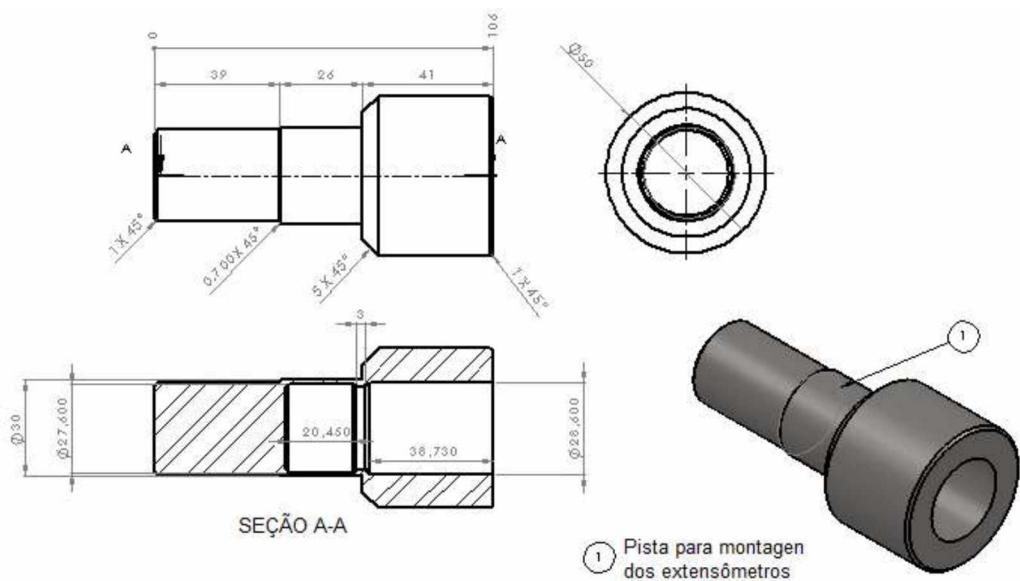


Figura 3.15 – Projeto do torquímetro utilizado no dispositivo de treinamento muscular (Fonte: Adaptado de SIQUIEROLLI, 2011).

Como este torquímetro já havia sido projetado e construído. Foi feita apenas uma avaliação para verificar sua resistência aos esforços aplicados.

O goniômetro foi projetado para medir a posição angular utilizando a resistência de um potenciômetro comercial de carvão. Em um potenciômetro angular, ao modificar a posição angular cria-se uma variação da resistência elétrica interna. Essa variação da resistência interna cria uma variação na corrente produzida pela aplicação de uma diferença de potencial constante que pode ser calibrada para indicar a posição angular do eixo do potenciômetro. O potenciômetro escolhido para esta utilização foi um potenciômetro de carvão com liberdade de 10 voltas da Elecsound modelo 3590-203 com resistência de  $20\text{ k}\Omega \pm 5\%$ . Apesar do movimento acontecer somente em uma variação de aproximadamente  $104^\circ$ , os goniômetros comerciais mais próximos disso são comercializados com liberdade de movimento de  $3/4$  de volta e 10 voltas. Após a escolha do potenciômetro, o próximo passo foi projetar um suporte usinado em material polimérico para fixá-lo ao eixo de rotação da máquina. O potenciômetro utilizado e o suporte projetado podem ser vistos na Fig. (3.16).



Figura 3.16 – Montagem do potenciômetro no suporte.

### 3.1.6 Fabricação e caracterização do novo protótipo

#### 3.1.6.1 Fabricação do protótipo

Conforme citado anteriormente, a fabricação do protótipo foi feita a partir da estrutura de um equipamento convencional visando manter as características ergonômicas. A Figura (3.17) mostra a adaptação do sistema de carga com o modulador de torque enquanto a Fig. (3.18) mostra o protótipo em fase final de montagem. Conforme pode ser observado, após a construção foi criada uma nova estrutura de revestimento do sistema de carga que proporciona maior estabilidade para o eixo de suporte do came e maior segurança ao usuário.



Figura 3.17 – Detalhe da montagem do sistema de carga do modulador de torque.



Figura 3.18 – Equipamento de treinamento com o modulador mecânico de torque em fase final de montagem.

Após a construção do protótipo, foram avaliadas as condições estática e dinâmica do mesmo para uma melhor compreensão de seu comportamento e funcionamento.

### **3.1.6.2 Caracterização do protótipo**

Nesta etapa foram realizadas medições da massa e das dimensões do protótipo. Foram caracterizadas e avaliadas a mola de compressão, o torquímetro, o goniômetro e a célula de carga utilizados no protótipo.

#### **A) Análise estática**

##### **A.1 Caracterização da mola**

A curva de calibração da mola fabricada foi obtida com ensaios de compressão, realizados em uma máquina universal de ensaios da MTS pertencente ao Laboratório de Projetos Mecânicos/FEMEC/UFU. Foi utilizado um aparato de fixação apropriado conforme mostrado na Fig. (3.19). O procedimento de caracterização é eletronicamente controlado no computador que gerencia a máquina de ensaios.



Figura 3.19 – Montagem utilizada para calibração da máquina de ensaios universal MTS.

##### **A.2 Calibração do torquímetro**

O torquímetro utilizado foi construído por Siquerolli (2011), utilizando um eixo de torção com quatro extensômetros colados equidistantes em torno do eixo de forma que seus eixos de maior sensibilidade formassem ângulos de  $45^\circ$  e  $-45^\circ$ , dois a dois, com a linha longitudinal do eixo onde foram montados. Na calibração foi utilizado um sistema de aquisição de dados da Lynx, ao qual o torquímetro foi conectado utilizando ligação em ponte

completa. Foram então adquiridos os sinais de oito valores de torque gerados pelos oito valores de força provenientes da adição de massas excêntricas previamente calibradas em uma distância de 272 mm do centro de rotação do torquímetro por meio de um braço de apoio, conforme o esquema da Fig. (3.20).

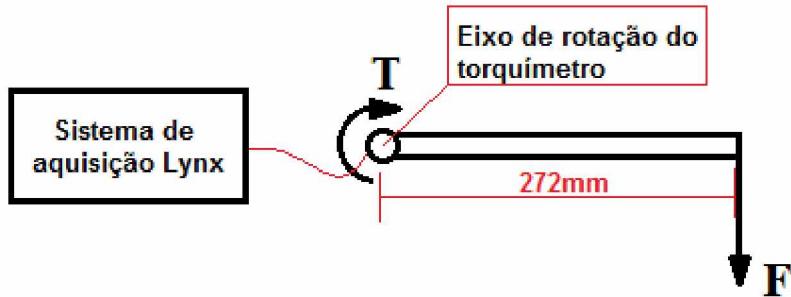


Figura 3.20 – Esquema utilizado para calibração do torquímetro.

O sinal foi calibrado, usando uma curva de calibração dentro do software do próprio aparelho da Lynx. A montagem experimental utilizada é mostrada na Fig. (3.21). Os resultados são apresentados na seção 4.



Figura 3.21 – Montagem experimental utilizada na calibração do torquímetro.

### A.3 Construção e calibração do goniômetro

O goniômetro, por sua vez, foi construído usando um potenciômetro, com faixa de variação de 10 voltas e com resistência de 20 k $\Omega$ , com o eixo fixado no eixo de rotação da máquina e a carcaça fixa ao chassi da máquina. Para sua calibração, foram montados no

eixo de rotação da máquina, uma escala angular e uma agulha de medição posicionada no braço da máquina para marcação da posição angular conforme esquema da Fig. (3.22).

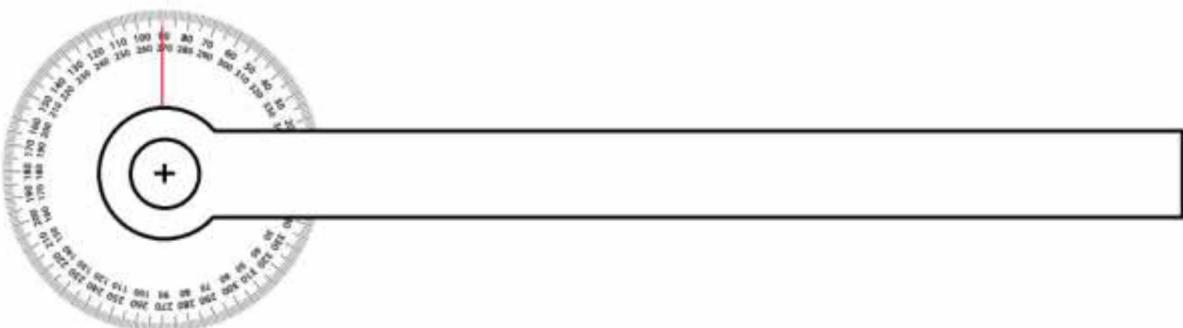


Figura 3.22 – Esquema utilizado para medição do ângulo do braço durante a calibração do goniômetro.

O procedimento realizado para obtenção da curva de calibração consistiu na fixação do braço da máquina em 9 posições diferentes, variando entre  $0^\circ$  e  $110^\circ$ . Para cada uma das posições angulares fixadas, o sinal elétrico foi adquirido gerando uma tabela com valores de posição angular e corrente elétrica. Essa tabela foi utilizada para calibrar o goniômetro usando montagem própria para sensores potenciométricos existente no sistema de aquisição AC2122 da Lynx utilizado para a análise dos sinais.

#### A.4 Calibração da célula de carga

Com relação à célula de carga utilizada no equipamento, o procedimento adotado foi ajustar o sinal da célula com a ajuda do sistema de aquisição da Lynx. Para isso, a célula de carga foi fixada à máquina de ensaios Filizola BME-10kN em série com a célula de carga da máquina que já havia sido previamente calibrada. A Figura (3.23) mostra a montagem da célula de carga na máquina de ensaios.



Figura 3.23 – Montagem experimental utilizada para a calibração da célula de carga.

Após a fixação da célula da carga na máquina de ensaios, foram aplicados 9 valores diferentes de força, variando entre 100 N e 3000 N e em seguida mais 9 valores de força variando entre 3000 N e 100 N para verificar possível existência de histerese. Para cada valor de força aplicada, a leitura observada no mostrador da célula de carga utilizada como padrão era anotada em na tabela de calibração do sistema de aquisição do Lynx. Esse procedimento foi realizado tanto para os valores de carga como para os valores de descarga.

### **B) Análise dinâmica**

As características dinâmicas mais importantes desse protótipo são os possíveis efeitos gerados pela inércia e o coeficiente de atrito. Portanto, foi realizado um ensaio de oscilação livre em torno da posição de equilíbrio para a determinação dos parâmetros dinâmicos. Neste experimento, para a aquisição e tratamento dos sinais, foram utilizados um osciloscópio HP 54603B de 60 MHz, um acelerômetro piezelétrico unidirecional B&K com sensibilidade de carga de 2,06 [ $\text{pC/m/s}^2$ ], sensibilidade tensão de 1,76 [ $\text{mV/m/s}^2$ ] e frequência natural não amortecida de 39 [kHz] e um amplificador de carga da B&K ajustado para sensibilidade de 2,06 [ $\text{pC/m/s}^2$ ], ganho de 100 [ $\text{mV/un}$ ] e frequência máxima de 100 [Hz].

Como o equipamento não possui uma posição de equilíbrio bem definida, foi utilizada uma mola de tração fixa em uma bancada para estabilizar o braço da máquina em uma posição de equilíbrio, em torno da qual pudesse oscilar livremente a partir de uma condição inicial imposta, como pode ser visto na Fig (3.24). A fixação foi realizada em uma posição que permite a movimentação de cada parte do equipamento, de tal maneira que todos os dispositivos da máquina tiveram sua participação contabilizada dentro da estimativa dos parâmetros de inércia e atrito. A Figura (3.25) mostra a montagem experimental.

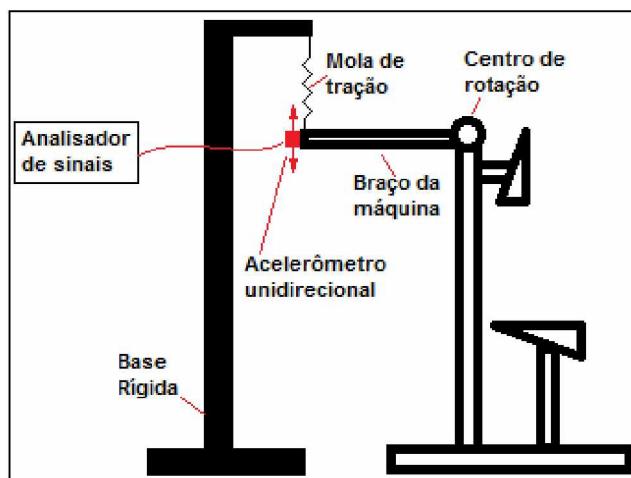


Figura 3.24 – Desenho esquemático da montagem experimental utilizada para estimativa da inércia e do amortecimento do protótipo construído.



Figura 3.25 – Montagem experimental utilizada para estimativa da inércia e do amortecimento do protótipo construído.

Após a fixação, o braço da máquina foi posto para oscilar livremente em torno da posição de equilíbrio. Sua frequência natural ( $f_{n1}$ ) foi estimada usando um acelerômetro uniaxial colado na parte mais afastada do braço, na direção perpendicular, para captar as acelerações tangenciais presentes no movimento de oscilação rotacional. Em seguida, ainda com a mesma montagem experimental, adicionou-se uma massa conhecida na extremidade do braço logo abaixo do ponto de fixação do acelerômetro gerando um aumento de inércia conhecido ( $I_c$ ). Em seguida repetiu-se o procedimento obtendo uma nova estimativa para a frequência natural ( $f_{n2}$ ). O próximo passo foi estimar a inércia do equipamento.

Utilizando equações básicas de dinâmica para o cálculo da frequência natural de um sistema com um grau de liberdade rotacional, tem-se que:

$$w_{n1} = \sqrt{\frac{k_t}{I}} \quad \text{e} \quad w_{n2} = \sqrt{\frac{k_t}{I+I_c}} \quad (3.17)$$

onde  $w_{n1}$  e  $w_{n2}$  são respectivamente as frequências naturais do sistema (rad/s) antes e depois da adição da massa conhecida,  $I$  é a inércia do sistema e  $k_t$  é a rigidez torcional total.

Logo, podemos fazer a seguinte manipulação:

$$\frac{w_{n1}}{w_{n2}} = \frac{\sqrt{\frac{k_t}{I}}}{\sqrt{\frac{k_t}{I+I_c}}} = \frac{f_{n1}}{f_{n2}} \quad \Rightarrow \quad \frac{f_{n1}}{f_{n2}} = \sqrt{\frac{I+I_c}{I}} \quad (3.18)$$

Portanto, a inércia do dispositivo pode ser estimada como,

$$I = \frac{I_c}{\left(\frac{f_{n1}}{f_{n2}}\right)^2 - 1} \quad (3.19)$$

Conhecendo a inércia do dispositivo, a rigidez torcional total fica:

$$k_t = I \cdot (2\pi f_{n1})^2 \quad (3.20)$$

Subtraindo deste valor, a rigidez torcional gerada pela mola adicionada nos testes ( $k_{tm}$ ), é possível obter a rigidez do dispositivo devido à ação da mola de compressão sobre o came ( $k_{td}$ ):

$$k_{td} = k_t - k_{tm} \quad (3.21)$$

onde  $k_{tm}$  pode ser obtido conforme esquema mostrado na Fig. (3.26).

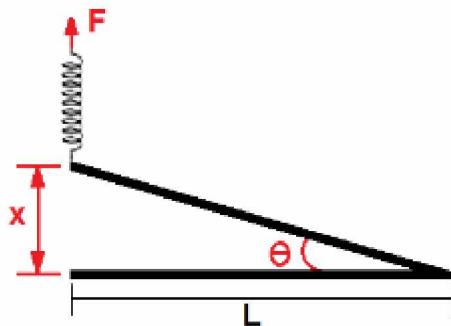


Figura 3.26 – Esquema utilizado para estimar o valor da rigidez torcional devido à adição da mola de tração no ensaio.

Observando a Fig. (3.26), o torque gerado pela força elástica da mola é dado por:

$$T = F \cdot L \quad (3.22)$$

Como a força elástica é dada por:

$$F = k \cdot x \quad (3.23)$$

Considerando pequenos ângulos de oscilação do sistema, pode-se utilizar a relação  $\sin(\theta) \cong \theta$ , e o torque pode ser escrito como:

$$T = k \cdot x \cdot L \quad (3.24)$$

Lembrando que o torque também pode ser obtido como:

$$T = k_{td} \cdot \theta \quad (3.25)$$

Tem-se:

$$k_{td} \cdot \theta = k \cdot x \cdot L \quad (3.26)$$

Portanto:

$$k_{td} = \frac{k \cdot x \cdot L}{\theta} \quad (3.27)$$

A estimativa do torque de amortecimento por atrito foi realizada utilizando o sinal de variação da posição com o tempo, durante o movimento de oscilação livre do sistema, utilizando o método do decaimento das amplitudes, pois analisando a Fig. (3.25), percebe-se que a predominância do torque de amortecimento é de atrito seco podendo ser desprezada a parcela de atrito viscoso (THOMSON W. T., 1988).

Os dados mostrados na Fig. (3.25) são relativos à aceleração medida pelo acelerômetro. Esses dados foram filtrados e trabalhados no MATLAB®, onde foi ajustada uma equação de comportamento que foi integrada duas vezes para obter o deslocamento linear da posição de colocação do acelerômetro. Geometricamente usando a configuração mostrada na Fig. (3.26) considerando pequenos deslocamentos é possível obter o deslocamento angular do braço da máquina a partir do deslocamento linear medido pelo acelerômetro, conforme ilustrado na Fig. (3.27).

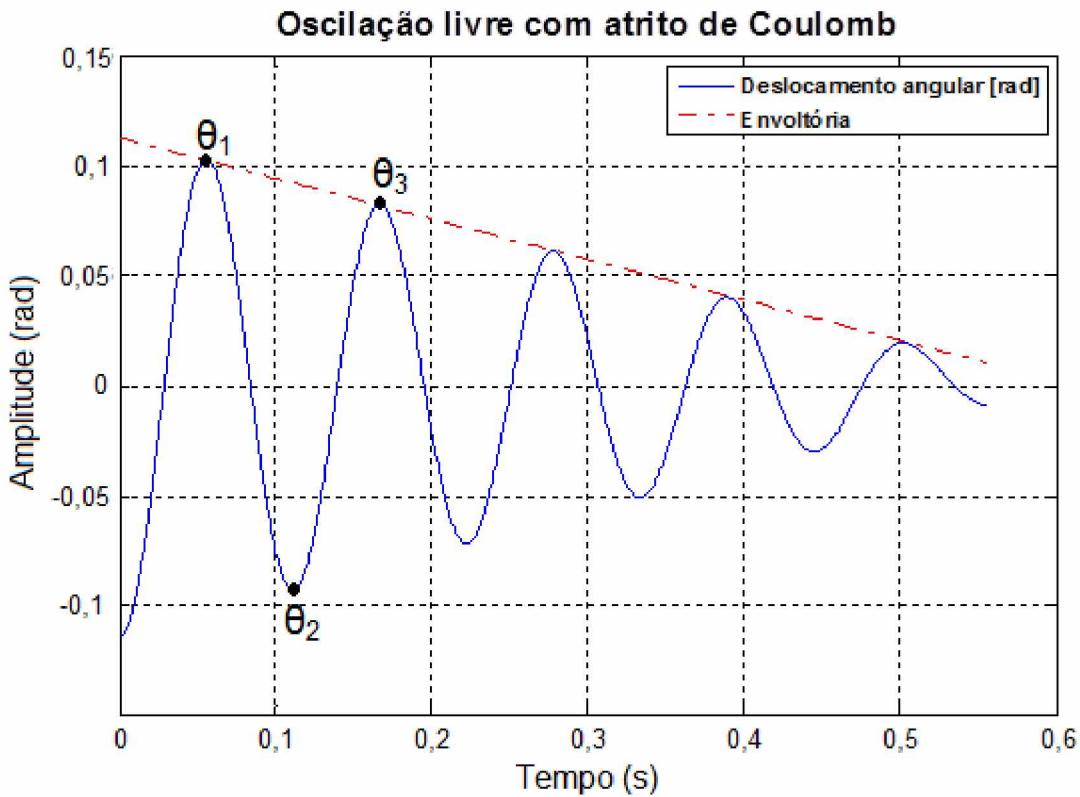


Figura 3.27 – Ajuste do decaimento na oscilação livre para obtenção do atrito.

A obtenção do coeficiente de atrito foi realizada considerando que o amortecimento gerado é predominantemente por atrito seco. Foi feita uma análise de energia do braço da máquina como um sistema de um grau de liberdade rotacional. Nesta análise, como a massa do braço é pequena, a parcela de energia potencial gravitacional não foi considerada e, portanto a variação de energia entre os pontos 1 e 3 ocorre da seguinte forma:

Primeiro analisando a variação de energia entre o ponto  $\theta_1$  e o ponto  $\theta_2$ :

$$E_{1-2} = V_{1-2} + T_{1-2} = \frac{1}{2}k_{td}(\theta_1^2 - \theta_2^2) + 0 = W_{1-2} = T_a(|\theta_1| + |\theta_2|) \quad (3.28)$$

$$\frac{1}{2}k_{td}(|\theta_1| - |\theta_2|)(|\theta_1| + |\theta_2|) = T_{ad}(|\theta_1| + |\theta_2|) \Leftrightarrow (|\theta_1| - |\theta_2|) = \frac{2T_{ad}}{k_{td}} \quad (3.29)$$

Do ponto  $\theta_2$  para o ponto  $\theta_3$  fica:

$$E_{2-3} = V_{2-3} + T_{2-3} = \frac{1}{2}k_{td}(\theta_2^2 - \theta_3^2) + 0 = W_{2-3} = T_a(|\theta_2| + |\theta_3|) \quad (3.30)$$

$$\frac{1}{2}k_{td}(|\theta_2| - |\theta_3|)(|\theta_2| + |\theta_3|) = T_{ad}(|\theta_2| + |\theta_3|) \Leftrightarrow (|\theta_2| - |\theta_3|) = \frac{2T_{ad}}{k_{td}} \quad (3.31)$$

Para obter a variação de energia entre os pontos  $\theta_1$  e  $\theta_3$  então basta somar as equações (3.29) e (3.31):

$$(|\theta_1| - |\theta_3|) = \frac{4T_{ad}}{k_{td}} \quad (3.32)$$

Portanto:

$$T_{ad} = \frac{k_{td}(|\theta_1| - |\theta_3|)}{4} \quad (3.33)$$

Onde  $k_t$  é a rigidez torcional do braço da máquina e  $T_{ad}$  é o torque de amortecimento por atrito de Coulomb que tem sinal sempre contrário à velocidade. A Fig. (3.28) mostra a velocidade medida na oscilação livre e o torque de amortecimento estimado para a máquina.

Finalmente, a parcela do torque de amortecimento do conjunto composto pelo equipamento com os braços do usuário, prevista na Eq. (3.16) pode ser estimada como,

$$T_{am} = (2c_b)\dot{\theta} + \frac{k_t(|\theta_1| - |\theta_3|)}{4} \quad (3.34)$$

Onde  $\dot{\theta}$  representa a velocidade angular ( $\omega$ ) do movimento e  $c_b$  representa o coeficiente de amortecimento viscoso estimado para cada braço do praticante, obtido de SOUZA (2012). Contudo, nos casos em que a capacidade de produção máxima de torque do participante for obtida em condições dinâmicas, a parcela de amortecimento viscoso dos braços pode ser desprezada. Pois neste caso ela já é contabilizada na parcela de torque disponível ( $T_m$ ) da eq. (3.16).

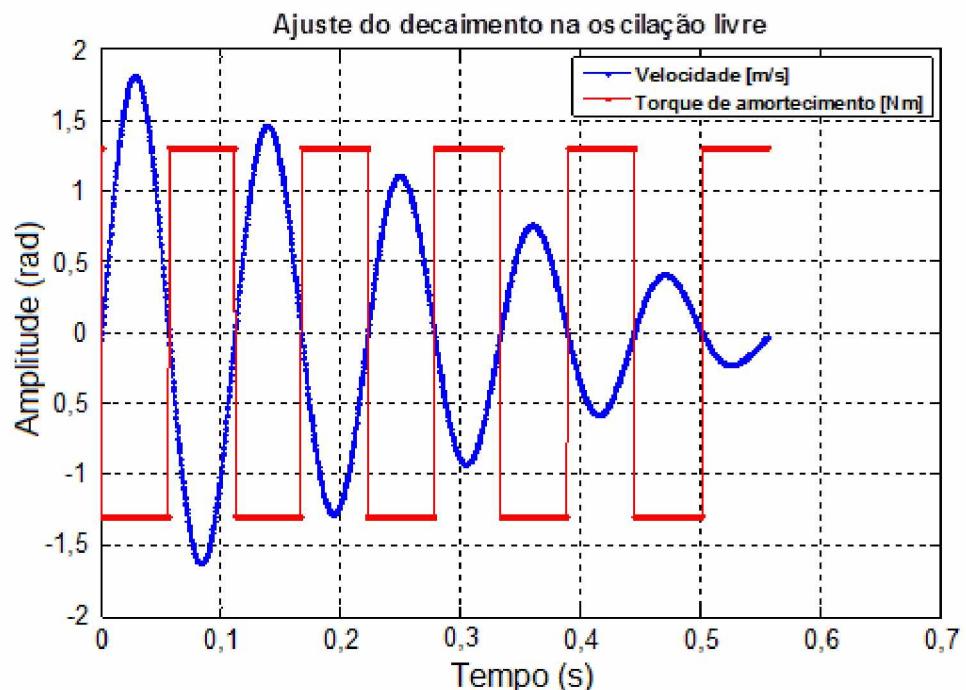


Figura 3.28 – Torque de amortecimento estimado para a máquina contrário à velocidade.

A equação (3.34) contempla o torque de atrito seco da máquina e o torque de atrito viscoso presente no braço do participante (SOUZA, 2012). Considerou-se aqui que ambos os braços do indivíduo possuem o mesmo coeficiente de amortecimento e multiplicou-se por dois para a utilização de ambos os braços. Após a fabricação e instrumentação do equipamento, os resultados dinâmicos foram utilizados para ajustar o modelo de simulação aos valores reais permitindo-o representar corretamente o comportamento dinâmico do equipamento.

### **3.2. SOLICITAÇÃO DE PATENTE DO NOVO EQUIPAMENTO**

Este novo protótipo, em muitos aspectos, possui um estrutura completamente diferente das estruturas de equipamentos convencionais e ainda contempla uma nova forma de utilização do modulador de torque. Frente a isso foi realizado, juntamente com a agência Intelecto, um pedido de patente de modelo de utilidade com o número de registro BR 20 2015 020471 5, que garante a proteção da novidade criada no equipamento de treinamento configurado nesse trabalho. Deve-se destacar que o sistema original possui uma proteção com o número de registro PI 1003925-2 A2.

### **3.3. VALIDAÇÃO DO EQUIPAMENTO DE TREINAMENTO**

Nesta etapa foram realizados protocolos de treinamento de médio prazo para verificar a eficiência do equipamento de treinamento muscular com o modulador de torque em comparação com um equipamento convencional que usa pilhas de pesos como sistema de carga. Todos os treinamentos e testes foram realizados com aprovação do comitê de ética da UFU sob o número CAAE: 43980115.7.0000.5152.

#### **3.3.1 Amostra**

A amostra foi composta por 22 voluntários de ambos os gêneros, 14 homens e 8 mulheres saudáveis, não praticantes de musculação e sem histórico de lesões osteomusculares nos últimos 6 meses, com idade media 25,0 ( $\pm 4,3$ ) anos, massa corporal de 68,7 ( $\pm 13$ ) kg e altura de 171 ( $\pm 10$ ) cm. Todos os indivíduos assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) dizendo estar cientes da pesquisa e suas consequências, estando livres para desistir de participar da pesquisa.

Os indivíduos foram alocados aleatoriamente em 3 grupos, um grupo que realizou treinamento utilizando uma máquina Scott convencional (G1) composto por 7 indivíduos,

sendo 5 homens e 2 mulheres com idade media 25,0 ( $\pm 4,3$ ) anos, massa corporal de 68,7 ( $\pm 13$ ) kg e estatura de 171 ( $\pm 10$ ) cm. Outro grupo que realizou treinamento utilizando o novo equipamento que usa o modulador de torque como sistema de carga (G2) composto por 8 indivíduos, sendo 5 homens e 3 mulheres com idade media 25,0 ( $\pm 4,3$ ) anos, massa corporal de 68,7 ( $\pm 13$ ) kg e altura de 171 ( $\pm 10$ ) cm. O terceiro grupo, composto por 7 indivíduos, sendo 4 homens e 3 mulheres com idade media 25,0 ( $\pm 4,3$ ) anos, massa corporal de 68,7 ( $\pm 13$ ) kg e altura de 171 ( $\pm 10$ ) cm, foi utilizado como controle (GC) e não realizou nenhum treinamento para os braços. Durante o experimento, um dos indivíduos alocados no grupo controle desistiu de participar da pesquisa, e como não completou os testes foi excluído da análise.

### 3.3.2 O treinamento

Os indivíduos dos grupos G1 e G2 realizaram o mesmo protocolo de treinamento para os flexores do cotovelo, sendo realizado 3 vezes por semana durante 6 semanas, conforme mostrado na Tab. 3.1. O protocolo foi montado de tal forma que os exercícios foram alternados entre força e potência, com 2 a 6 séries e carga variando entre 65% a 90% de 1 RM para treinamento de força e 4 a 6 séries com carga de 30% a 60% de 1 RM para treinamento de potência. A carga de 1 RM foi definida como aquela com a qual cada indivíduo conseguiu realizar apenas uma repetição. Os indivíduos do GC não realizaram nenhum tipo de treinamento para os braços durante o período de treinamento.

Tabela 3.1 – Tabela de periodização utilizada nos treinamentos de validação.

SEMANA	%RM	#SÉRIES	#REPET.	RITMO	INTERVALO	CARACTERÍSTICA
1	65	2	15	MODERADO	2'	F
	30	4	10	RÁPIDO	3'	P
	65	2	15	MODERADO	2'	F
	30	4	10	RÁPIDO	3'	P
2	75	4	6	MODERADO	3'	F
	40	4	10	RÁPIDO	3'	P
	75	4	6	MODERADO	3'	F
3	40	4	10	RÁPIDO	3'	P
	80	4	6	MODERADO	3'	F
	50	5	9	RÁPIDO	3'	P
4	80	5	6	LENTO	3'	F
	50	5	9	RÁPIDO	3'	P
	80	6	6	LENTO	3'	F
5	55	5	8	RÁPIDO	3'	P
	85	6	5	LENTO	3'	F
	55	5	8	RÁPIDO	3'	P
6	85	6	6	LENTO	3'	F
	60	6	8	RÁPIDO	3'	P

Da tabela acima é possível observar a evolução prevista para as cargas utilizadas no treinamento de força e no treinamento de potência ao longo das 6 semanas. Essa evolução é mostrada na Fig. (3.29).

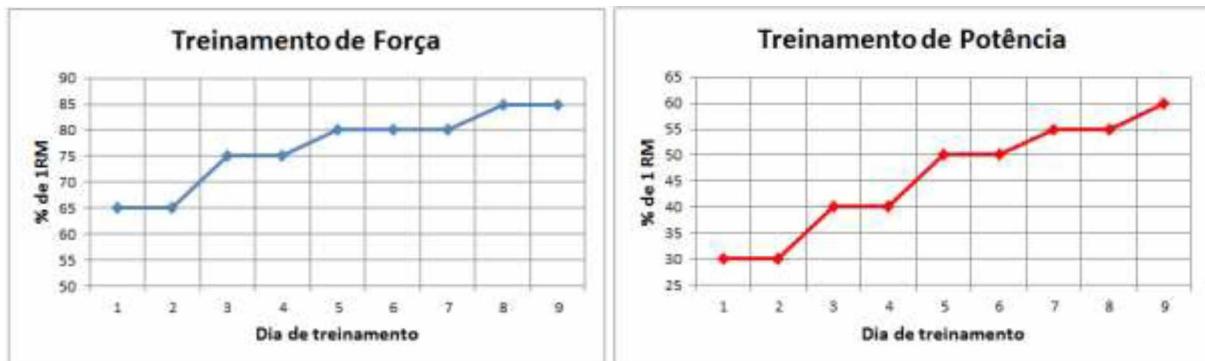


Figura 3.29 – Evolução das cargas de treinamento de força e de potência ao longo de 6 semanas.

Durante a realização dos treinos, os voluntários eram instruídos a realizarem os exercícios com 3 diferentes velocidades de contração (lento, moderado e rápido). Nos exercícios com velocidade de contração denominada lenta os voluntários eram instruídos a realizarem as contrações concêntricas e excêntricas com 2 segundos de duração cada. Nos exercícios com velocidade moderada os voluntários eram instruídos a realizarem as contrações concêntricas e excêntricas com 1 segundo de duração cada. Na realização dos exercícios rápidos os voluntários eram instruídos a realizarem a contração concêntrica com a máxima velocidade possível e a contração excêntrica com 1 segundo de duração.

Durante o acompanhamento dos treinos, ficou clara a maior facilidade dos participantes em realizarem exercícios com velocidades elevadas no equipamento com o modulador de torque. Apesar de a instrução ser a mesma para ambos os grupos de treinamento, quando os voluntários eram instruídos a realizarem as contrações com maior velocidade possível, as velocidades desenvolvidas nos treinamentos com o novo equipamento eram visivelmente superiores àquelas desenvolvidas nos treinamentos com o equipamento convencional.

### 3.3.3 Os testes

Os testes utilizados para avaliação do desempenho obtido no treinamento foram os testes de força (1 RM), potência a 55% da carga máxima (1 RM) na rosca direta (FLEXÃO DOS COTOVELOS) e a captação da atividade eletromiográfica do músculo bíceps braquial. Todos os testes foram aplicados antes do início dos treinos e repetidos logo após o término dos treinos.

No teste de força todos os voluntários realizaram aquecimento específico, 20 repetições (exercício rosca direta) com 40% da carga estipulada arbitrariamente para a primeira tentativa e os testes se iniciaram após 5 minutos do término do aquecimento. Cada indivíduo era orientado a tentar completar duas repetições, no exercício rosca direta com as costas apoiadas na parede para evitar interferência de outros grupamentos musculares, conforme ilustrado na Fig. (3.30). Se por acaso, o voluntário conseguisse completar as duas repetições completas, era então concedida uma segunda chance com uma carga arbitrariamente maior. Se não fosse completada nenhuma repetição, a carga era diminuída arbitrariamente, e também era concedida uma nova chance. Com isso, a carga máxima (1 RM) foi definida como aquela que o indivíduo consegue completar exatamente uma única repetição. Foi sempre concedido um descanso de 5 minutos para os indivíduos que necessitassem de repetir o teste com um máximo de três tentativas por indivíduo.



Figura 3.30 – Realização dos testes de força máxima (1 RM)

No teste de potência todos os indivíduos também realizaram aquecimento específico, 20 repetições (exercício rosca direta) com 30% da carga de 1 RM e os testes foram realizados após 5 minutos do término do aquecimento. O teste consistiu de uma repetição completa do exercício de rosca direta com 55% da carga de 1 RM na maior velocidade

possível. Para aquisição dos dados de velocidade do movimento foi utilizado o aparelho Peak Power da marca Cefise composto por um sistema eletrônico com software de interface próprio para medição da velocidade de deslocamento e potência, conforme mostra a Fig. (3.31).

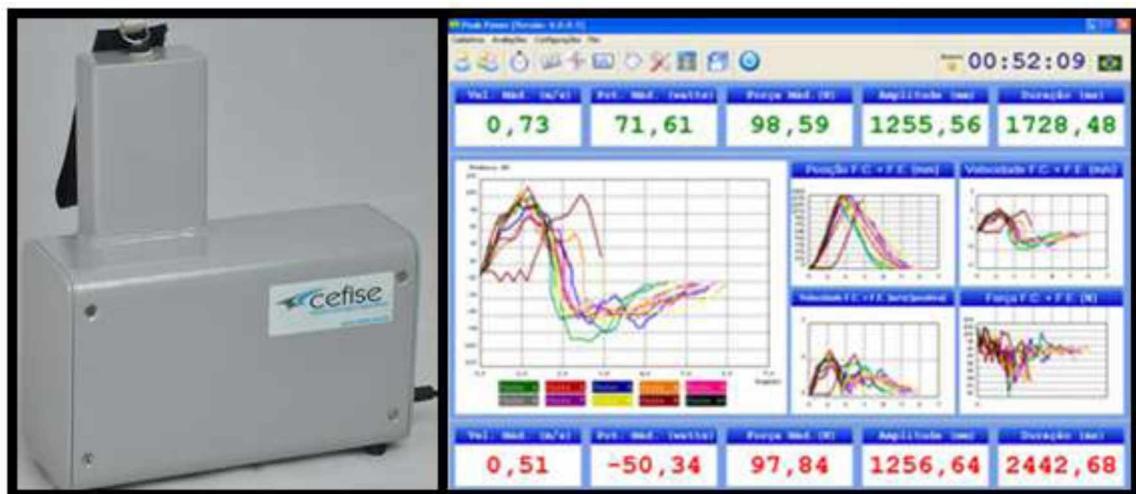


Figura 3.31 – Equipamento e software utilizados nos testes de potência de 55% de 1 RM.

A velocidade é medida pela razão entre o deslocamento de um fio, com liberdade de movimento de até 2,5 metros, e o tempo medido por um cronômetro de precisão ligado ao fio. A faixa de medição de velocidade deste equipamento é de 0,2 a 5,0 m/s. Para a medição da velocidade e da potência nos testes, o fio aparelho foi fixado na parte central da barra utilizada na realização dos testes de potência com o aparelho posicionado logo abaixo da barra, entre as pernas do voluntário, conforme ilustrado na Fig. (3.32).

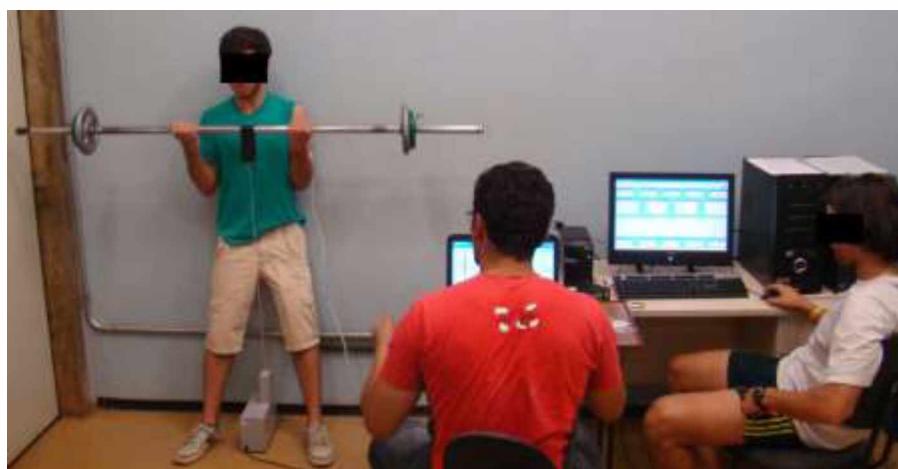


Figura 3.32– Realização dos testes de potência com 55% de 1 RM.

O Peak Power foi conectado via USB a um microcomputador e os relatórios individuais contendo todas as informações do teste como velocidade e potência, gerados pelo Software Peak Power 4.0 foram transferidos para uma planilha Excel.

Os sinais da ativação muscular foram captados durante a realização do teste de potência utilizando o eletromiógrafo Miotool 400<sup>®</sup> (Miotec) com aquisição de sinas EMGs de 14 Bits, isolamento elétrico de 3.000 volts e frequência de amostragem de 2000 amostras/segundo/canal. A conexão com o computador foi feita via porta USB possuindo bateria recarregável com duração de 40 horas de uso contínuo. Foram utilizados eletrodos de superfície adesivo de Ag/AgCl e o software utilizado foi o Miograph<sup>®</sup> do próprio fabricante.

Os eletrodos sensores foram colocados a 1/3 da fossa cubital na linha mediana entre o acrômio e a fossa cubital e o eletrodo de referência foi posicionado na região da crista ilíaca. Foi realizada tricotomia dos locais a serem colocados os eletrodos e limpeza do local por meio de solução alcoólica seguindo a recomendação do SENIAM conforme a Fig. (3.33).

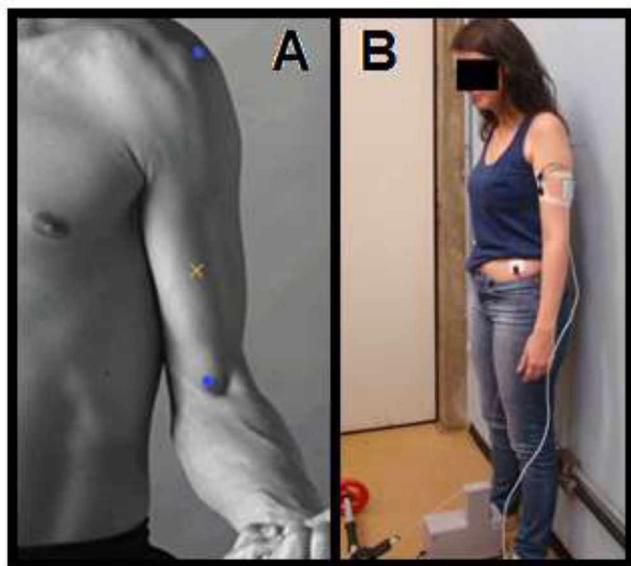


Figura 3.33 – **A)** Indicação do SENIAM para fixação dos eletrodos de superfície no músculo bíceps braquial. **B)** Eletrodos fixados para captação dos sinais durante os testes.

Foi feita a coleta dos sinais da ativação do músculo bíceps braquial tanto na realização do pré-teste como no pós-teste de potência e foi analisado se houve diferença significativa no padrão de ativação antes e após o treinamento em cada grupo. Foi analisado também se houve diferença significativa no padrão de ativação entre os grupos. Os principais parâmetros avaliados foram a média RMS do sinal, a frequência média e a frequência mediana.

Todas as etapas dos testes e do treinamento foram acompanhadas por um profissional de educação física. Os resultados obtidos destas análises são apresentados no capítulo IV.

### 3.4. PROJETO E SIMULAÇÃO DO DISPOSITIVO DE VIBRAÇÃO

#### 3.4.1 Projeto do dispositivo de vibração

Deve-se destacar que o projeto do sistema de vibração deve obedecer a uma condição cinemática que é a realização de exercícios com um grau de liberdade rotacional, ou seja, a flexão dos cotovelos. Portanto, a utilização de vibração mecânica torcional deve produzir um efeito de vibração da musculatura na mesma direção em que ela trabalha, mesmo havendo a utilização de mais de um grupo muscular na realização dessa contração. Essas características devem colaborar também com a identificação dos parâmetros de vibração que realmente chegam ao músculo trabalhado.

O modelo matemático mostrado na Eq. (3.16) pode ser complementado pela adição de uma parcela de torque variável no tempo para prever o comportamento físico do equipamento durante a utilização com adição de vibrações mecânicas da seguinte forma:

$$Tm_i(\theta) = \left( \frac{F_p + K \sum_{i=1}^n [R_{i-1} \cdot \Delta\theta_i \cdot \tan(\alpha_i)]}{2} \right) \sin(2\alpha_i) \cdot (R_0 + \sum_{i=1}^n [R_{i-1} \cdot \Delta\theta_i \cdot \tan(\alpha_i)]) + \\ + I_\theta \ddot{\theta} + T_{am}(\theta) + T_v(t) \quad (3.35)$$

Onde  $T_v(t)$  é a parcela de torque gerado devido à aplicação de vibração mecânica.

Agora a Eq. (3.35) depende também do tempo, porém apesar de aparecer na equação final de comportamento do perfil de torque obtido, a parcela de torque devido à vibração não é parte constituinte do perfil do came, pois se trata de uma excitação externa aplicada ao sistema.

Com base na configuração do equipamento construído, foi proposto um sistema de vibração baseado em um motor elétrico acoplado a uma massa excêntrica rotacional. Este sistema foi escolhido como opção para construção do primeiro protótipo por causa da facilidade de construção e adaptação ao novo protótipo. Além da facilidade de controle da amplitude e frequência. Inicialmente, o valor da massa e a posição do centro de massa em

relação ao eixo de rotação foram projetados para possibilitar o ajuste da amplitude de vibração.

A força de desbalanceamento causada pela rotação de uma massa excêntrica pode ser calculada de acordo com o esquema mostrado na Fig. (3.34).

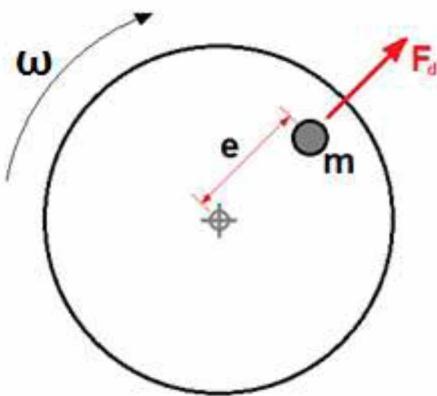


Figura 3.34 – Força de desbalanceamento por rotação de massa excêntrica.

A força de desbalanceamento  $F_d$  pode ser calculada da seguinte maneira:

$$F_d = m \cdot e \cdot \omega^2 \quad (3.36)$$

Essa força atua em todo o plano de rotação da massa, porém pode ser decomposta em duas componentes de atuação, uma na direção do eixo vertical e outra na direção do eixo horizontal. Como no caso do deste trabalho a componente horizontal é contida pela reação dos apoios nos mancais do braço do equipamento, pode-se considerar apenas o efeito da excitação na direção vertical, como mostrado na Fig. (3.36). Neste caso, a força de desbalanceamento na direção vertical fica:

$$F_{dv} = m \cdot e \cdot \omega^2 \cdot \operatorname{sen}(\omega \cdot t) \quad (3.37)$$

Portanto o torque de vibração  $T_v(t)$ , previsto na Eq. (3.35) fica:

$$T_v(t) = m \cdot e \cdot \omega^2 \cdot \operatorname{sen}(\omega \cdot t) \cdot L \quad (3.38)$$

onde  $L$  é a distância do ponto de fixação da massa excêntrica ao eixo de rotação do braço da máquina.

O projeto comprehende a utilização de um motor elétrico acoplado ao braço da máquina utilizando um suporte aparafusável. Duas massas excêntricas ajustáveis entre si em formato de semicírculo são acopladas diretamente no eixo do motor, conforme ilustra a Fig. (3.35).

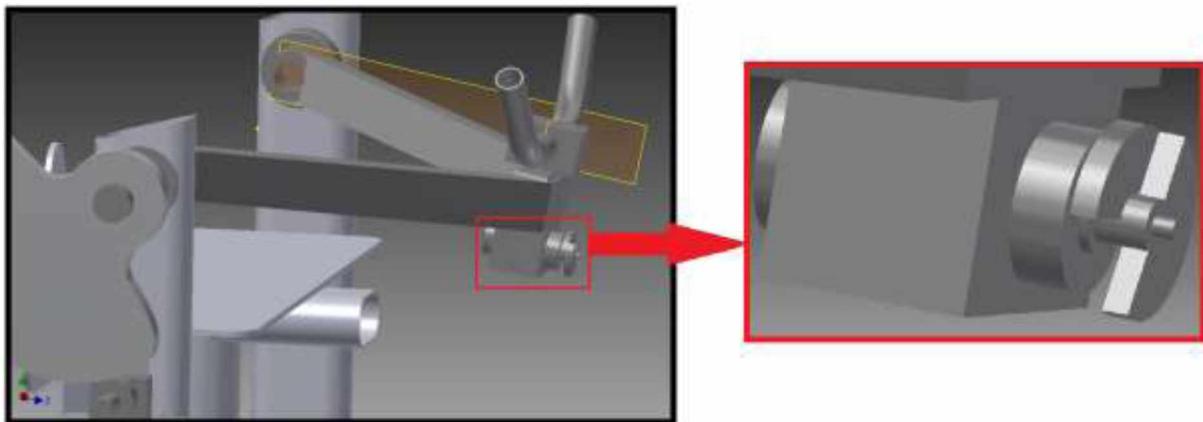


Figura 3.35 – Projeto inicial do dispositivo gerador de vibração usando massa desbalanceada e adaptação ao protótipo

As massas podem ser ajustadas, alterando a posição relativa entre ambas de forma a produzir, desde uma força de desbalanceamento nula até um valor de força máxima, dependendo do valor adotado para essas massas. A fixação deve ocorrer de forma que as massas excêntricas fiquem posicionadas abaixo da posição de pegada do praticante, pois essa é a posição onde a força de desbalanceamento das massas causa o maior efeito de vibração torcional, apesar do efeito de inércia das massas e do motor também ser mais acentuado. Esse efeito de inércia deve ser considerado na confecção do novo came para uso com vibração e que não foi considerado nesta etapa do projeto.

O sistema de vibração com massas ajustáveis possibilita o uso de um sistema de acoplamento com eixos paralelos onde seria possível acoplar um segundo par de massas ajustáveis visando eliminar o efeito da vibração de ocorrer em todo o plano de rotação. Com isso, seria possível tornar a excitação unidirecional e duplicar o efeito do desbalanceamento. Neste primeiro protótipo, foi utilizada uma solução simplificada com apenas uma massa de desbalanceamento acoplada ao eixo rotacional. Mesmo com o sistema simplificado, devido à rigidez do sistema nas outras direções do plano de excitação, considerou-se o efeito da vibração na direção perpendicular ao braço da máquina, que é responsável por criar um torque de excitação conforme esquema da Fig. (3.36).

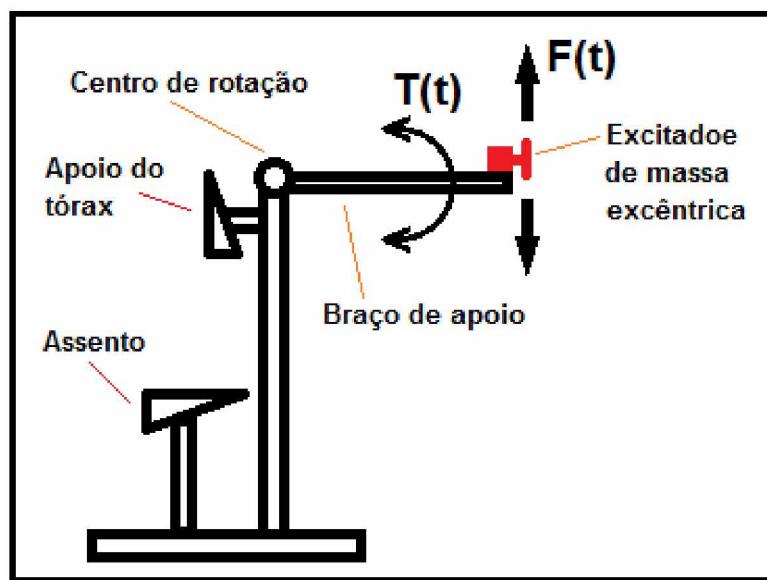


Figura 3.36 – Esquema de excitação causada pela vibração da massa excêntrrica.

Essa solução consiste na utilização de uma única massa circular de massa 92,9 g construída em aço 1020 com 38 mm de diâmetro e espessura de 10,7 mm com furos excêntricos de 3,5 mm de diâmetro para acoplamento no eixo do motor e fixação por um parafuso M3 na direção radial. O projeto dessa massa é mostrado na Fig. (3.37) e o motor escolhido foi um micro motor comercial selecionado no catálogo do fabricante conforme ilustrado na Fig. (3.38).

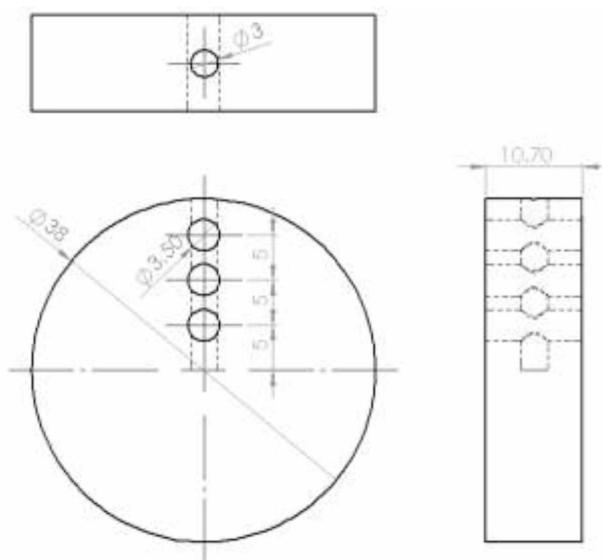
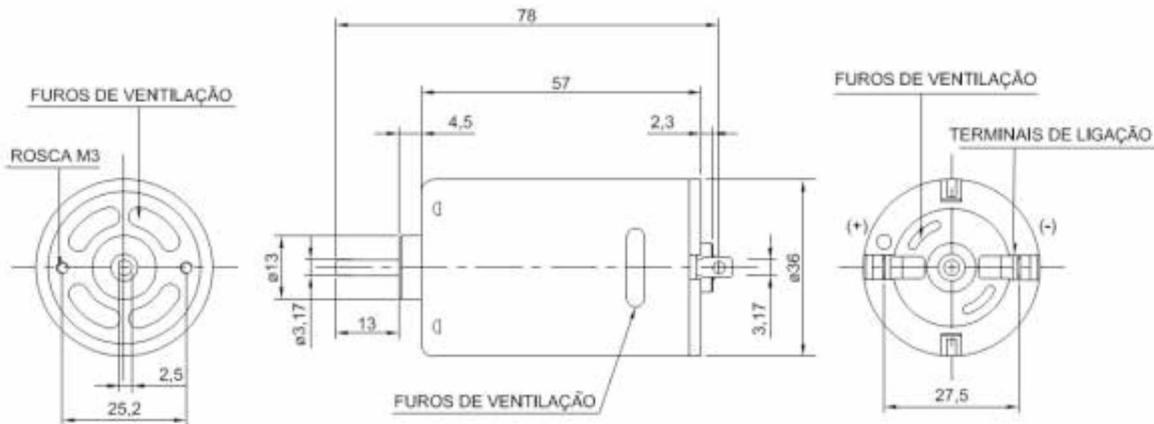


Figura 3.37 – Projeto da massa excêntrica utilizada no dispositivo gerador de vibração

## Motor Modelo 203 DC PESO:198g (Aprox.)



### Dados Técnicos

MODELO	TENSÃO (V)		EM VAZIO		À MÁXIMA EFICIÊNCIA				TORQUE DE TRAVAMENTO
	FAIXA DE OPERAÇÃO	NOMINAL	VELOCIDADE rpm	CORRENTE A	VELOCIDADE rpm	CORRENTE A	TORQUE g.cm	POT. SADA W	
203 - 6735	6,0 ~ 15,0	12,0	7400	0,4	2500	3,24	241	13,5	69,6 1540
203 - 13575	6,0 ~ 15,0	12,0	13100	0,62	11400	4,15	325	38,0	76,3 2500
203 - 37200	18,0 ~ 26,0	24,0	1600	0,03	1100	0,14	95	1,2	44,5 450
203 - 42600	18,0 ~ 26,0	24,0	2400	0,07	1900	0,26	130	3,4	56,0 680
203 - 46540	18,0 ~ 26,0	24,0	3700	0,00	3500	0,26	120	4,0	62,0 900
203 - 54450	18,0 ~ 26,0	24,0	4200	0,00	3500	0,43	169	6,8	65,0 1100
203 - 54315	18,0 ~ 26,0	24,0	6000	0,1	4000	0,46	220	10,8	50,0 1250
203 - 8010	12,0 ~ 26,0	24,0	9400	0,25	8000	1,43	300	24,6	71,7 2020

Figura 3.38 – Seleção do motor elétrico utilizado no dispositivo gerador de vibração

#### 3.4.1 Simulação do dispositivo de vibração

Esta simulação consiste em aplicar vibrações mecânicas simultaneamente à realização do movimento de flexão previsto no braço do equipamento. Assim como no caso anterior, inicialmente, optou-se por impor a realização do movimento do braço aliado às oscilações que teoricamente deveriam ser causadas pela vibração mecânica e verificou-se a alteração causada no perfil de torque. Em seguida foi imposto o movimento de rotação nas massas desbalanceadas sendo ajustada a posição das massas. Com o objetivo de verificar o efeito do aumento da massa desbalanceada, o modelo também foi ajustado para se obter valores próximos aos valores esperados no exercício. O objetivo da simulação foi otimizar o modelo visando avaliar se os esforços e torques seriam proporcionais àqueles causados por um movimento real com aplicação de vibração mecânica da forma como se desejava. Para esta verificação foram aplicadas velocidades de rotação compatíveis com o motor elétrico utilizado no equipamento, conforme ilustrado na Fig. (3.39). Esperava-se que isso causasse oscilações senoidais em torno do perfil de movimento angular inicial com valores de amplitude e frequência em uma faixa próxima dos principais valores encontrados na literatura (ISSURIN et al., 1999; DELECLUSE et al., 2003).

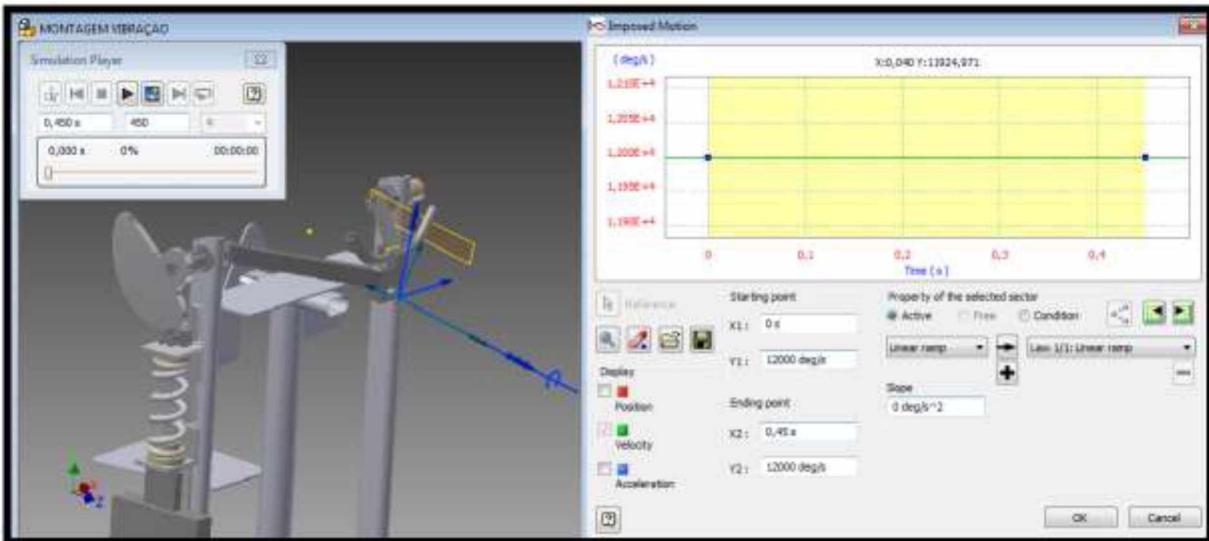


Figura 3.39 – Simulação realizada no modelo dinâmico utilizando massa excêntrica para gerar excitações harmônicas no equipamento.

As simulações foram importantes para a verificação e observação de detalhes ignorados no funcionamento do novo protótipo. Os ajustes realizados no modelo foram suficientes para obter um comportamento representativo em relação ao comportamento real do protótipo, nos perfis de torque obtidos inclusive durante a aplicação de vibrações mecânicas considerando os amortecimentos do mecanismo e dos braços do indivíduo.

### 3.5. CONSTRUÇÃO E AVALIAÇÃO DO DISPOSITIVO DE VIBRAÇÃO

A construção do dispositivo de vibração seguiu o projeto citado anteriormente e consistiu basicamente da construção de um suporte para fixação do motor no braço do equipamento de forma a permitir a fixação da massa excêntrica no seu eixo mantendo a rotação da massa em um plano perpendicular ao plano do braço, conforme previsto na Fig. (3.35). Na previsão inicial do projeto, o motor seria acoplado na parte inferior do braço e na construção final optou-se por fixá-lo na parte superior do braço, preso por parafusos juntamente com a fixação da empunhadura, como mostra o esquema da Fig. (3.40).



Figura 3.40 – Fixação do sistema de geração de vibrações.

Após a construção e fixação do suporte, o motor foi encaixado e fixado no suporte e a massa excêntrica por sua vez foi fixada no eixo do motor. Foi utilizada uma fonte de alimentação de corrente contínua Power Supply EMG18134 de 1 kVA e 50 Hz para alimentar o motor. A fonte possui também ajuste de corrente entre 0 e 10 [A] e ajuste de tensão entre 0 e 30 [V], sendo possível ajustar a frequência de rotação por meio da variação de corrente fornecida.

Para verificação dos efeitos da vibração aplicada somente no equipamento, foi necessária a realização de uma montagem experimental que permitisse que o braço da máquina pudesse oscilar livremente em torno de uma posição de equilíbrio. A montagem realizada consistiu da fixação do braço do equipamento aproximadamente paralelo com a horizontal sustentado por uma mola de tração presa em um suporte rígido na parede, conforme ilustrado na Fig. (3.40).

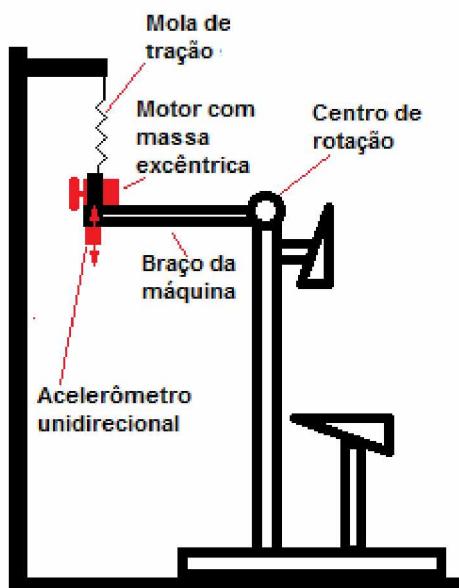


Figura 3.40 – Montagem experimental utilizada para avaliação dos efeitos da vibração no equipamento.

Nesta avaliação foram medidas as acelerações impostas na extremidade do braço do equipamento e as variações no torque de equilíbrio. Foi utilizado um acelerômetro uniaxial da B&K com sensibilidade de carga de  $2,06 \text{ pC/m/s}^2$  e sensibilidade de tensão de  $1,76 \text{ mV/m/s}^2$  que foi conectado a um amplificador de carga da B&K configurado para sensibilidade de  $2,06 \text{ pC/m/s}^2$ , ganho de 100 mV/un e frequência máxima de 100 Hz. O amplificador foi então conectado a um osciloscópio Tektronix TDS310 com dois canais e frequência máxima de 50 MHz e ao sistema de aquisição Lynx Technology. O osciloscópio foi utilizado para monitorar instantaneamente a frequência da vibração e o sistema de aquisição foi utilizado para adquirir o sinal da aceleração juntamente com o sinal do torque

registrado no torquímetro. A partir das acelerações medidas foram estimados os deslocamentos causados na extremidade. Como o torquímetro também foi conectado ao mesmo sistema de aquisição da Lynx, foi possível observar a influência da excitação externa no torque de equilíbrio.

Na sequência, foram realizados testes dinâmicos com a participação de dois voluntários para verificar se a excitação proposta seria capaz de causar influência na ativação muscular durante a realização de treinamentos nesse equipamento. Estes testes iniciais seriam análises piloto com realização de 3 repetições de flexão do cotovelo na maior velocidade possível com coletas do sinal eletromiográfico do músculo bíceps braquial. Os testes foram realizados todos no mesmo dia com intervalo de descanso mínimo de 5 minutos entre cada repetição sucessiva do mesmo indivíduo. A primeira repetição foi realizada sem aplicação de vibração, a segunda com vibração de frequência 20 Hz e a terceira com vibração de frequência 30 Hz. Nesses testes também foram coletados os sinais de torque e aceleração para uma avaliação da influência da vibração no sinal de torque dinâmico do equipamento.

Para as coletas do sinal de eletromiografia foi utilizado o eletromiógrafo Miotoool 400 (Miotec) e eletrodos de superfície de Ag/AgCl (Gel Sólido adesivo e condutor) fixados no músculo bíceps braquial a 1/3 da fossa cubital na linha mediana entre o acrônio e a fossa cubital, como pode ser visto na Fig. (3.41).



Figura 3.41 – Realização dos testes dinâmicos de vibração.

O eletrodo de referência foi posicionado na região da crista Ilíaca. Foi realizada a tricotomia dos locais a serem colocados os eletrodos e limpeza do local por meio de solução alcoólica seguindo a recomendação do SENIAM.



# CAPÍTULO IV

## RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados os resultados dos projetos, simulações, calibrações, treinamentos e testes realizados, conforme mostrado no capítulo III. Ressalta-se ainda, que todos os treinamentos e testes realizados com voluntários neste trabalho tiveram a aprovação do comitê de ética da UFU sob o número CAAE: 43980115.7.0000.5152.

Os resultados e as primeiras avaliações feitas por Siquieroli (2009), bem como os projetos e protótipos construídos se basearam na possibilidade de se treinar um gesto motor específico, aproximando da realidade do exercício. Para o estudo de caso foi utilizado um gesto motor específico utilizado para treinamento de uma arte marcial (Judô) denominado de movimento kusushi. Neste caso, os participantes foram instruídos a realizar o gestor motor do treinamento com repetição mínima de 7 vezes, sendo realizadas medições da variação da posição angular do cotovelo através de um eletrogoniômetro (marca Miotec), posicionado na articulação do cotovelo. Para isso, a posição inicial era feita com o braço estendido e indicada como posição zero com variação angular positiva à medida que o participante realizava a contração. Para cada movimento completo de contração do gesto, foi ajustada uma curva polinomial aos pontos medidos durante o teste, conforme mostrado na Fig. (4.1).

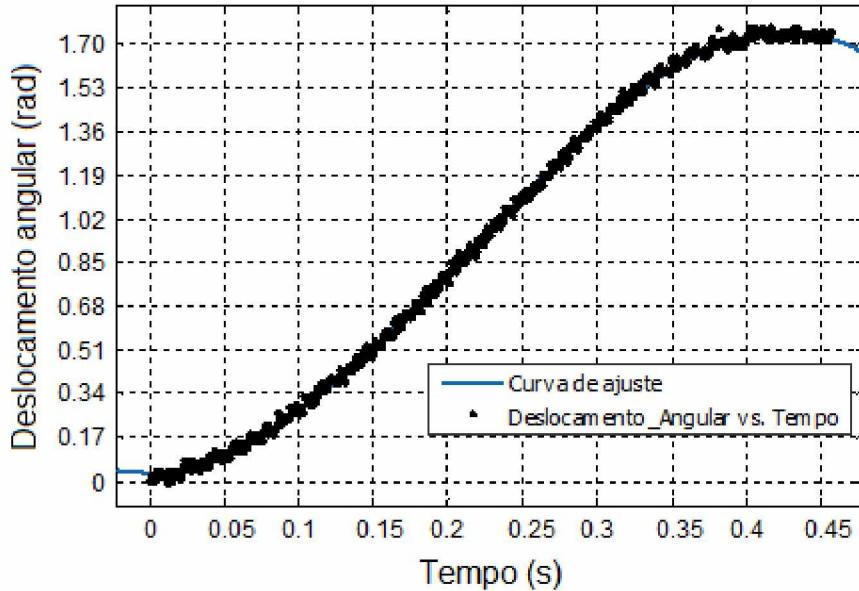


Figura 4.1 – Ajuste de curva para determinação do perfil de deslocamento angular do cotovelo do praticante durante a realização do gesto motor do judô (kusushi).

O procedimento acima foi realizado 9 vezes, e as equações ajustadas (polinômios de terceiro grau) foram utilizadas para estimativa de um perfil médio de deslocamento angular no cotovelo, como mostrado na Fig. (4.2).

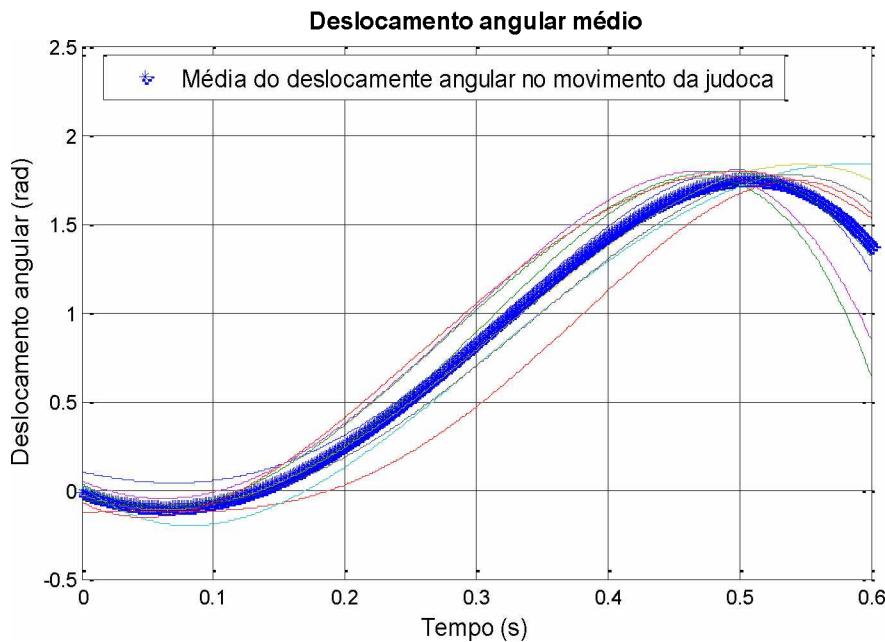


Figura 4.2 – Obtenção de uma curva média representativa do perfil de deslocamento angular do cotovelo do praticante durante a realização do gesto motor.

A equação obtida para este perfil de deslocamento médio (não apresentada) foi derivada para obter o perfil de velocidade angular do movimento, mostrada na Fig. (4.3). Em

seguida foi realizada uma segunda operação de derivação, novamente para obter o perfil de aceleração angular do movimento, mostrada na Fig. (4.4).

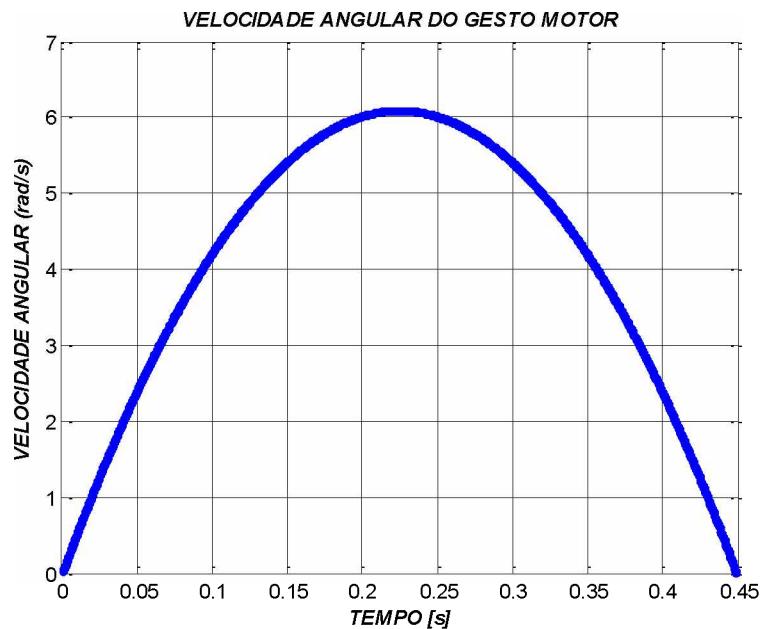


Figura 4.3 – Perfil de velocidade angular do gesto motor escolhido.

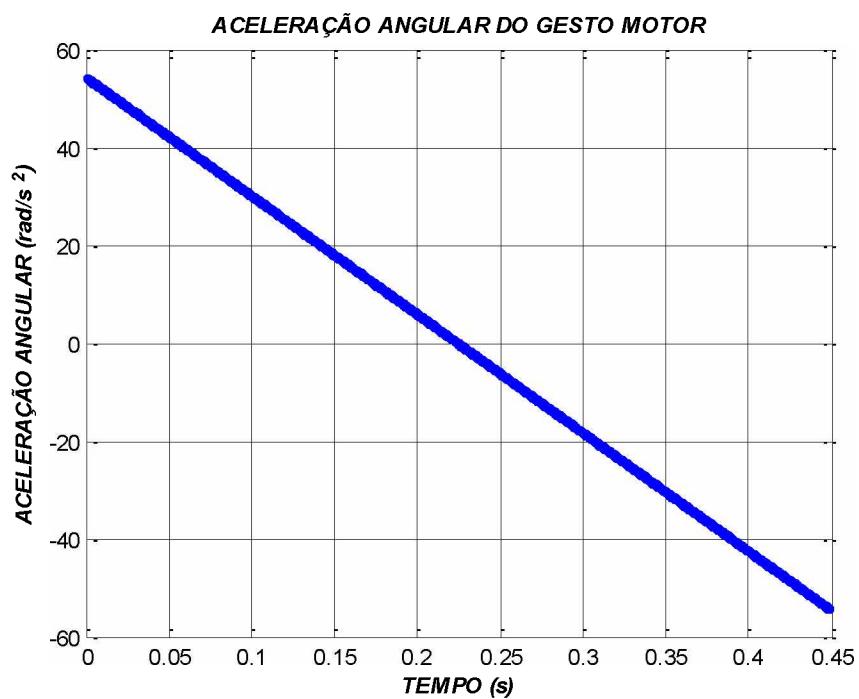


Figura 4.4 – Perfil de aceleração angular do gesto motor escolhido.

#### 4.1. MODELO MATEMÁTICO PROPOSTO

Os ajustes realizados no modelo matemático foram baseados nos resultados obtidos na análise dinâmica do protótipo no que se refere aos ajustes da parcela de torque de amortecimento ( $Tam(\theta)$ ) e da parcela de torque de inércia ( $Ti(\theta)$ ) e com base nas simulações computacionais realizadas no que se refere à parcela de torque de vibração causado pela excitação da massa excêntrica, conforme expresso na Eq. (3.36). De acordo com os equacionamentos realizados, esta parcela pode ser escrita na forma da Eq. (3.39) cujo comportamento previsto, com aplicação de uma excitação vibratória com frequência de 30 Hz e amplitude pico a pico de 5 Nm, é mostrado na Fig. (4.5).

O torque de amortecimento engloba as características de atrito seco do equipamento, somadas ao amortecimento viscoso dos braços do participante que foram obtidas no trabalho de SOUZA, M. P. (2011).

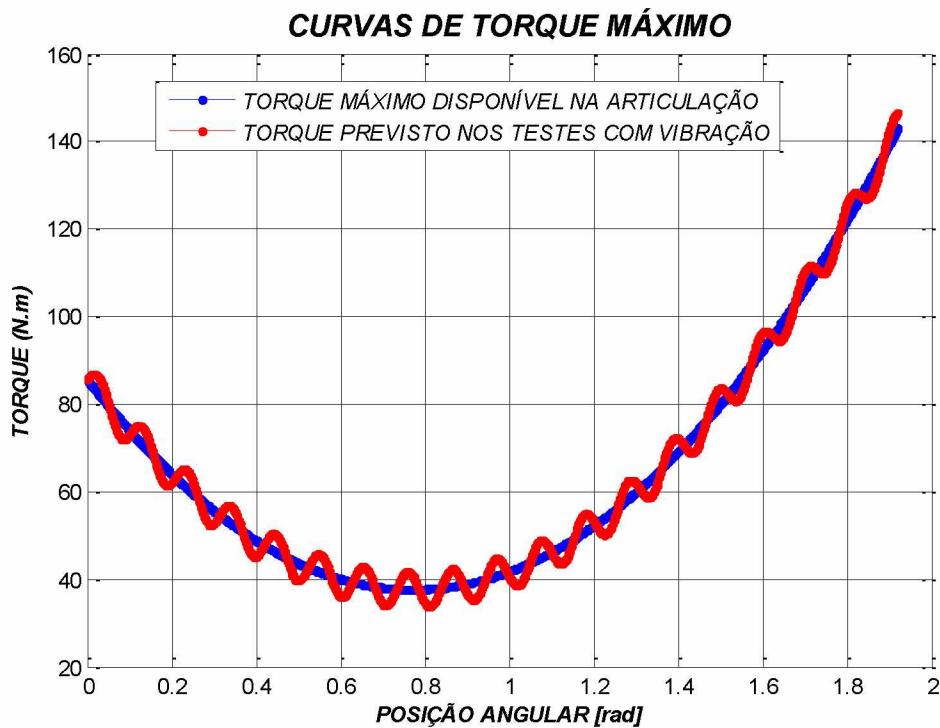


Figura 4.5 – Estimativa de comportamento previsto para a curva de torque criada pelo equipamento após aplicação de vibração comparada à curva de torque máximo disponível.

A previsão de comportamento da curva mostrada na Fig. (4.5) é uma condição ideal baseada no modelo matemático e na prática possui algumas limitações. Algumas dessas limitações como, por exemplo, a influência da inércia do braço do dispositivo na excitação

causada pela massa desbalanceada e as altas acelerações envolvidas nessa excitação, já foram observadas na simulação realizada com a aplicação de vibrações mecânicas.

Um fato interessante observado é que o torque previsto para o equipamento é determinado por uma equação matemática, na qual a pré-carga da mola sirva inicialmente como fator de projeto e após a construção do equipamento este parâmetro pode ser alterado para ajustar a carga de treinamento. Este ajuste é contínuo, proporcionando possibilidade de variações infinitesimais de sobrecarga de treinamento. Além disso, a variação da pré-carga em um equipamento já construído e com perfil definido de came gera variação do perfil de torque proporcionalmente ao valor do torque em cada ponto, ou seja, um aumento de 10% no valor da pré-carga gera um aumento também de 10% em toda a curva de torque. Portanto, no caso de aumento da sobrecarga durante o treinamento, este aumento será infringido igualmente em todo o movimento treinado, obrigando o usuário a ter uma progressão uniforme do treinamento em toda a extensão do movimento. Este fato pode ser observado na Fig. (4.6).

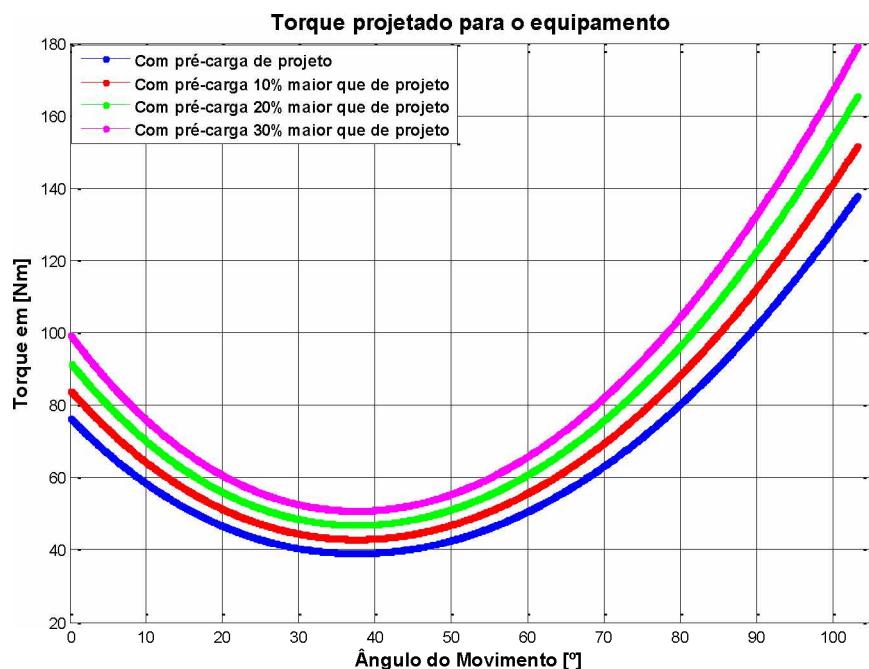


Figura 4.6 – Estimativa de comportamento previsto para a curva de torque criada pelo equipamento com variações de pré-carga.

Como pode ser observado na Fig. (4.6), os pontos de maiores valores de torque da curva sofrem maior influência do valor da pré-carga, pois o aumento de torque gerado com o aumento da pré-carga é percentual. Como o perfil da curva de torque é parabólico, a

tendência da curva com o aumento da pré-carga é de um maior aumento na parte final do movimento.

#### 4.1.1 Testes utilizando o primeiro protótipo

Conforme citado anteriormente, após a primeira correção do came, porém ainda utilizando o protótipo mostrado na Fig. (3.5), foram realizados pré-testes para comparar a curva projetada com a curva real do dispositivo e avaliar a influência dos efeitos do atrito e da inércia na curva de torque visando futuras correções de erros no torque de saída. A Figura (4.7) mostra uma comparação entre a curva de torque projetada e a curva de torque real obtida experimentalmente.

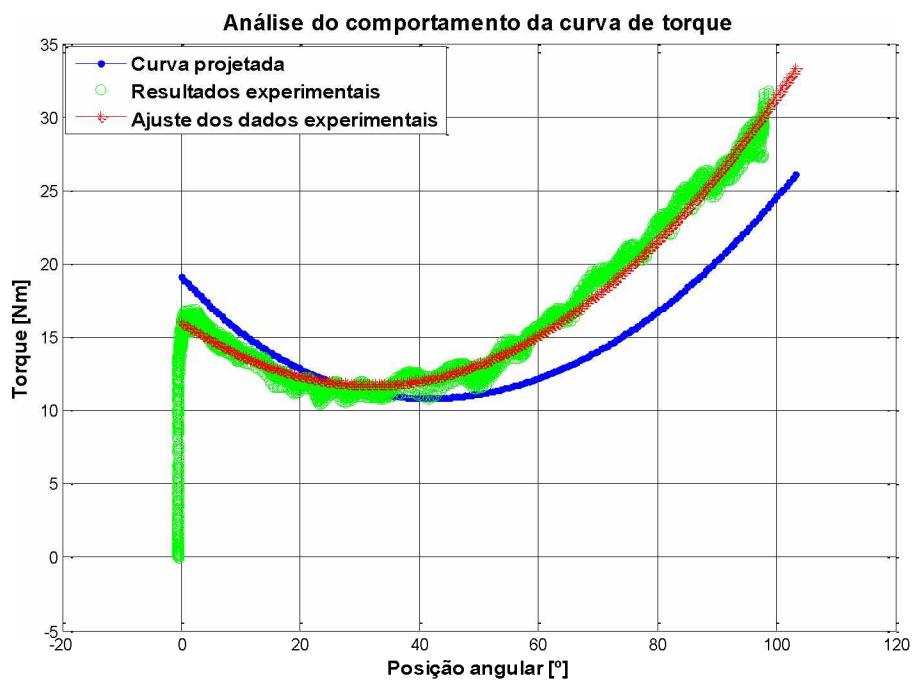


Figura 4.7 – Avaliação do comportamento da curva de torque criada pelo equipamento comparada à projetada.

A diferença observada entre a curva de torque projetada e a curva de torque ajustada nos dados experimentais é ocasionada pelas parcelas do torque de inércia e de atrito, que até então, não haviam sido contabilizadas no modelo matemático por terem sido arbitradas como desprezíveis. Contudo, a partir deste momento, passou-se a contabilizar as parcelas de torque de inércia e torque de atrito existentes no equipamento e um novo came

foi construído e testado. Os resultados experimentais desta vez se aproximaram bastante do comportamento projetado, como pode ser visto na Fig. 4.8.

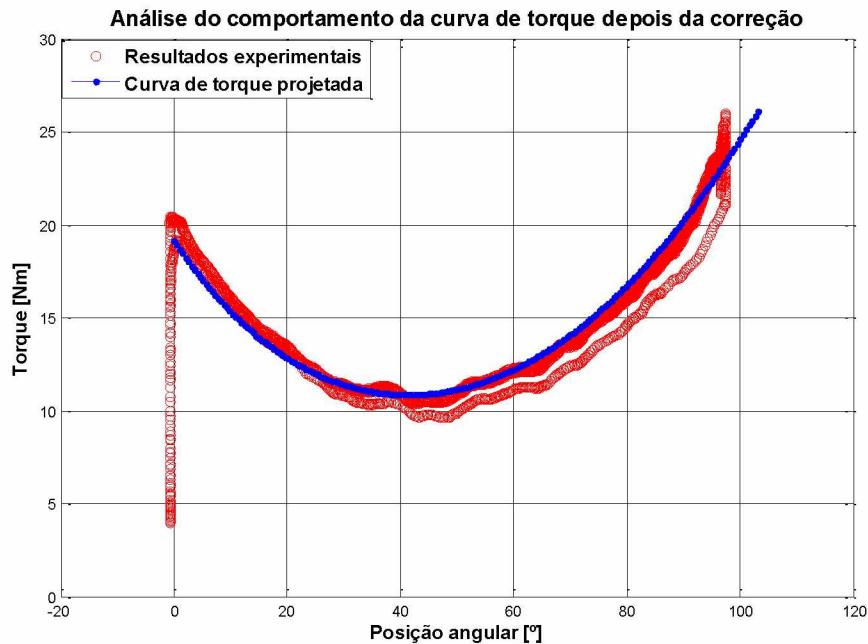


Figura 4.8 – Avaliação do comportamento da curva de torque criada pelo equipamento depois da correção comparada à projetada.

Foi observada uma diferença entre as curvas de torque de contração concêntrica e excêntrica do cotovelo. Este efeito se deve ao fato do atrito agir de forma diferente na flexão e na extensão, pois durante a flexão ele atua aumentando a carga movimentada e na fase de extensão ele atua aliviando a carga suportada. O foco deste estudo foi o movimento de flexão. Portanto, o modelo foi ajustado para a curva de contração concêntrica e, neste momento, não foram utilizados métodos de compensação da diferença entre as curvas.

#### 4.2. PROJETO E CONSTRUÇÃO DO NOVO CAME

Neste trabalho optou-se pelo desenvolvimento de um equipamento utilizando o sistema Tmap como sistema de carga e com condições de posicionamento ergonômico semelhante a um equipamento convencional de musculação visando comparações do novo sistema em relação a um equipamento convencional.

O equipamento convencional é utilizado para treinamento dos flexores do cotovelo conhecido como Máquina Scott, e usando o projeto de um novo came que pudesse ser adaptado para treinamento com os dois braços. Por não se dispor de um equipamento

isocinético optou-se por estimar apenas a curva de torque máximo disponível na articulação do braço direito e considerar as mesmas condições para o braço esquerdo. Neste caso, o nível de torque máximo disponível na articulação do cotovelo foi simplesmente dobrada em seu valor final. O procedimento de obtenção dessa curva, como citado, foi realizado inicialmente pelos próprios autores e consistiram em avaliar 6 valores de velocidades utilizadas nos testes de força isocinéticos com a curva de velocidade do gesto motor, obtendo os pontos destacados na Fig.(4.9).

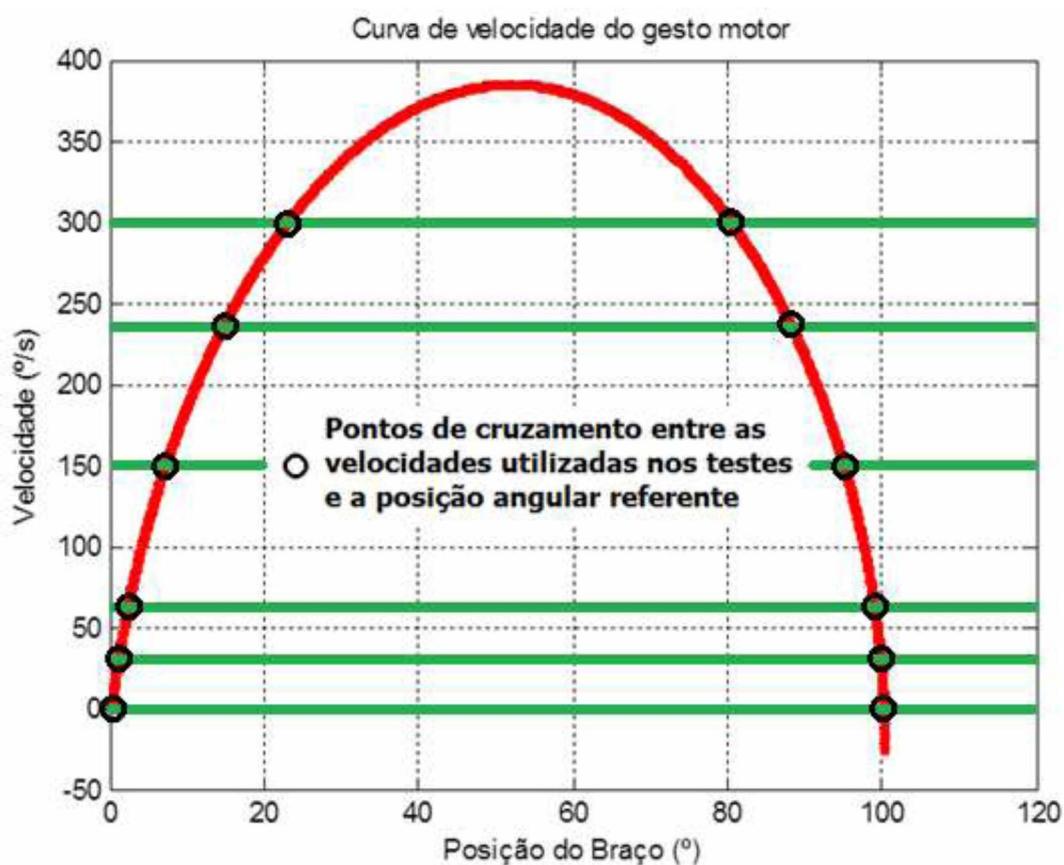


Figura 4.9 – Curva de velocidade angular do gesto motor e os pontos de intersecção da mesma com os valores de velocidade usados durante os testes no isocinético.

Em seguida, as posições angulares relativas aos pontos marcados na Fig. (4.9), foram correlacionadas com as curvas médias dos torques máximos gerando uma nova sequência de pontos que representam os pontos de coincidência entre o torque máximo produzido na articulação para cada velocidade avaliada, na posição em que ela acontece dentro do gesto motor. Isso possibilitou obter uma curva de ajuste média para o torque máximo disponível durante a realização do gesto motor escolhido, conforme mostrado na Fig. (4.10).

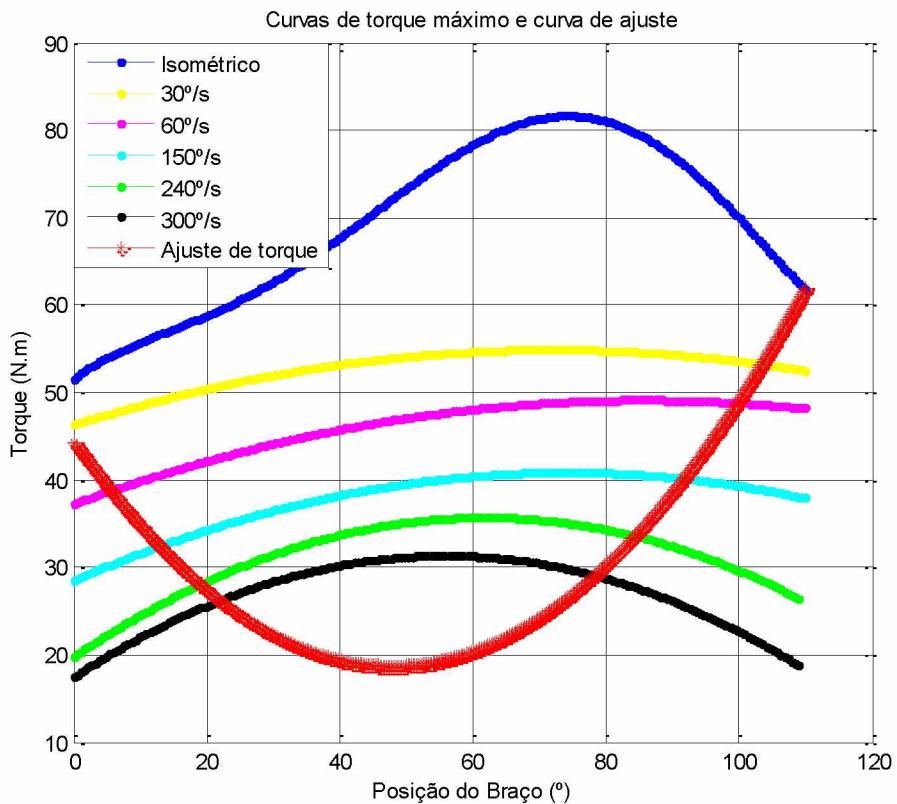


Figura 4.10 – Curvas de torque máximo na articulação em velocidades constantes e Curva de torque máximo disponível, ajustada por interpolação dos pontos demarcados na figura (4.9).

Observando os resultados é possível concluir que durante um movimento aproximadamente balístico de contração do cotovelo, o efeito da curva de Hill se sobrepõe aos efeitos biomecânicos na variação da capacidade de geração de torque, produzindo uma curva de torque com valores mais baixos em pontos biomecanicamente favoráveis, pois para o movimento realizado estes são os pontos de maior velocidade.

Como os dados coletados são referentes a análise de apenas um dos braços dos usuários, a curva estimada para o torque máximo disponível foi dobrada sendo então utilizada como parâmetro de entrada, toque motor ( $T_m(\theta)$ ), na solução numérica da Eq. (3.15). O novo perfil projetado para o came foi então obtido e desenhado em coordenadas polares, conforme mostrado na Fig. (4.11).

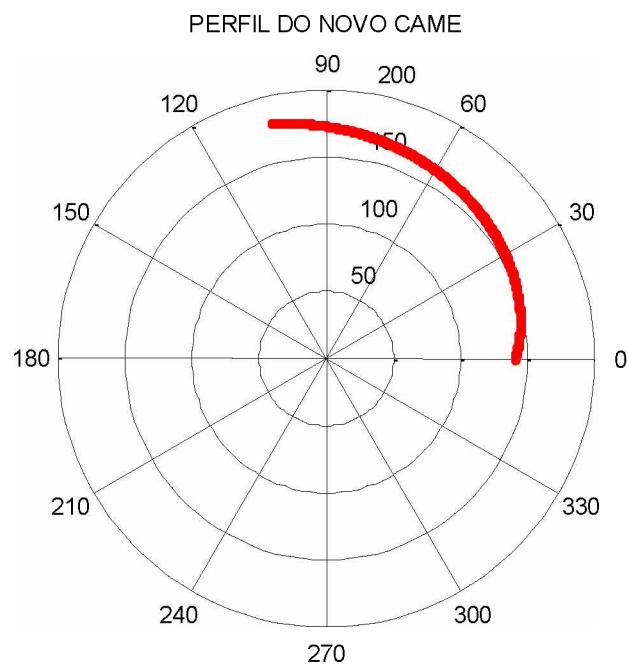


Figura 4.11 – Gráfico em coordenadas polares mostrando o perfil do came projetado.

Após a determinação do perfil necessário para o came, o mesmo foi desenhado em ambiente CAD, como mostrado na Fig. (4.12). A seguir o came foi fabricado em liga de alumínio através de usinagem CNC e montado no novo protótipo, conforme mostrado na Fig. (4.13).

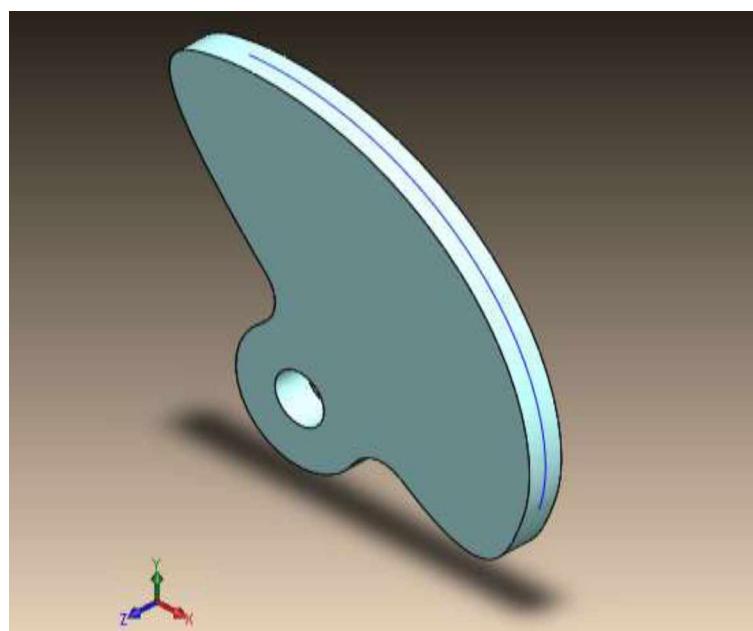


Figura 4.12 – Desenho em CAD do novo came projetado.



Figura 4.13 – Novo came fabricado em alumínio.

#### 4.3. SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL DO NOVO PROTÓTIPO

Durante a simulação computacional realizada no software INVENTOR<sup>®</sup> foram avaliadas condições dinâmicas de funcionamento do dispositivo. Usando a geometria desenhada para o protótipo do equipamento, mostrado na Fig. (3.7), foram impostas restrições de movimentação e cargas no protótipo. Foram então realizados ajustes no modelo para obter um perfil de curva de torque resistente na junta de rotação do braço do dispositivo, semelhante àquela prevista pelo modelo matemático, quando impostas as condições de movimentação previstas em projeto. As condições, cargas e restrições impostas assim como a posição de avaliação do torque resistente são representativas das condições operacionais do equipamento.

A Figura (4.14) a seguir mostra a curva de torque obtida durante a simulação dinâmica realizada conforme procedimentos acima citados.

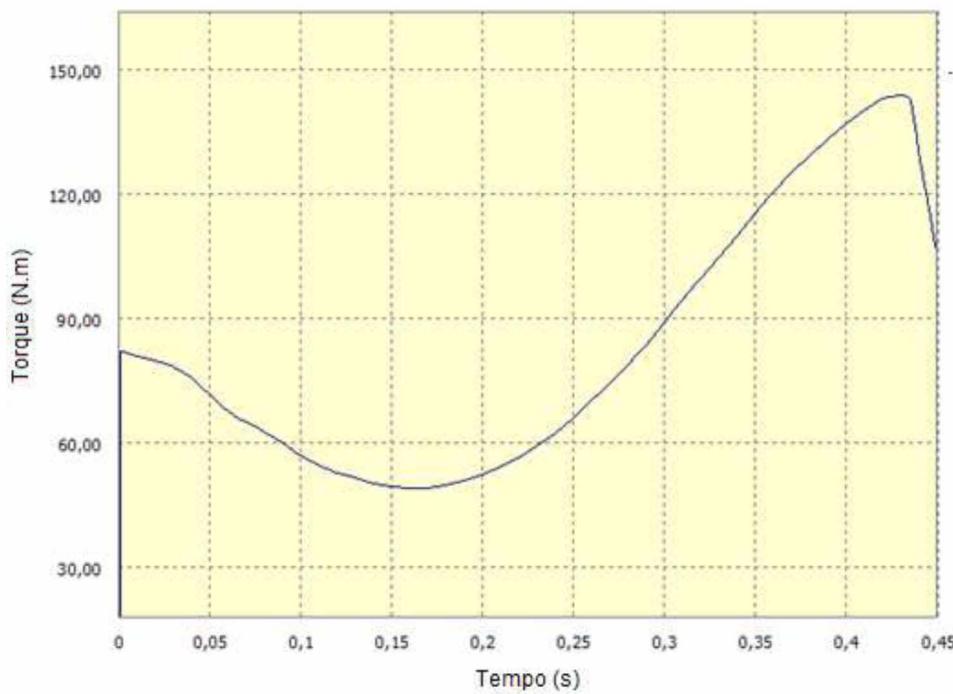


Figura 4.14 – Curva de torque obtida durante simulação dinâmica do dispositivo usando condições de velocidade e aceleração do gesto motor estudado.

Como a curva de torque fornecida na simulação é função do tempo utilizou-se uma nova curva de torque, mostrada na Fig. (4.15). Esta curva é proveniente da Eq. (3.16) e plotada em função do tempo para uma melhor comparação entre os resultados.

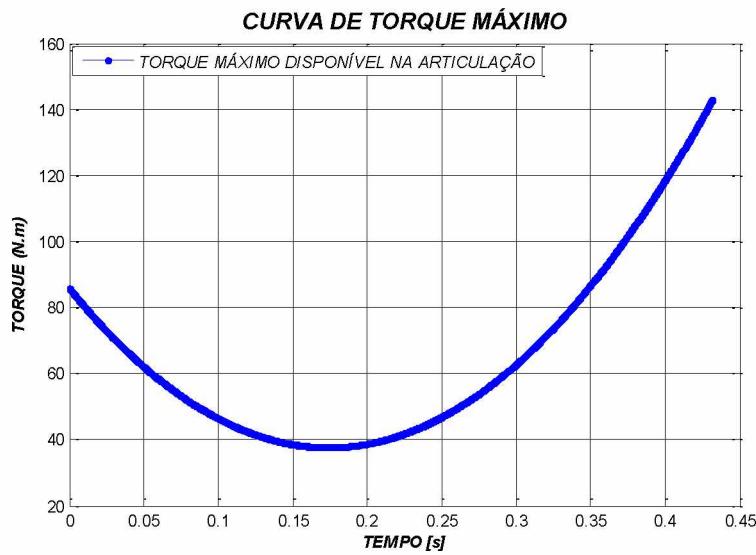


Figura 4.15 – Curva de torque em função do tempo obtida pelo modelo matemático.

Comparando a curva da figura (4.15), obtida com o modelo matemático, com a curva da figura (4.14), obtida na simulação, é possível verificar que elas uma boa aproximação. As

diferenças são provenientes aos erros de ajuste do modelo. Contudo, como as diferenças são pequenas, pode-se considerar que o modelo proporciona uma boa perspectiva do comportamento real do equipamento.

#### 4.4. FABRICAÇÃO DO PROTÓTIPO DO EQUIPAMENTO

Como descrito anteriormente, a fabricação do protótipo foi realizada mantendo as mesmas características de assento e apoio de uma máquina de musculação convencional (Máquina de Exercício Scott da Physicus). Neste caso, o objetivo era realizar protocolos de treinamento dos flexores do cotovelo em ambas as máquinas de maneira similar permitindo uma comparação entre os resultados obtidos.

A configuração final do protótipo, já com a presença do novo came construído, pode ser vista na Fig. (4.16). Nessa figura pode ser visto o módulo de apoio e proteção do sistema de aplicação de carga.



Figura 4.16 – Protótipo construído para realização dos protocolos de treinamento para validação da eficiência do novo dispositivo de geração de resistência.

Este novo protótipo possui uma configuração completamente nova de equipamento de treinamento e usa um sistema de geração de torque totalmente diferente e já patenteado. Por esse motivo este protótipo também possui um processo de patente em andamento (Apêndice 1).

## 4.5. ANÁLISE DO NOVO PROTÓTIPO

### 4.5.1. Análise estática

A análise estática foi baseada na avaliação e calibração de alguns componentes e sensores do dispositivo, como a mola, o torquímetro e o goniômetro.

A calibração da mola foi realizada utilizando a máquina de ensaios universal servohidráulica MTS, modelo 810.23M e capacidade de 250 kN que possui sensores de carga previamente calibrados, a resposta desses sensores foi utilizada como padrão, e a curva obtida nessa calibração pode ser observada na Fig. (4.17).

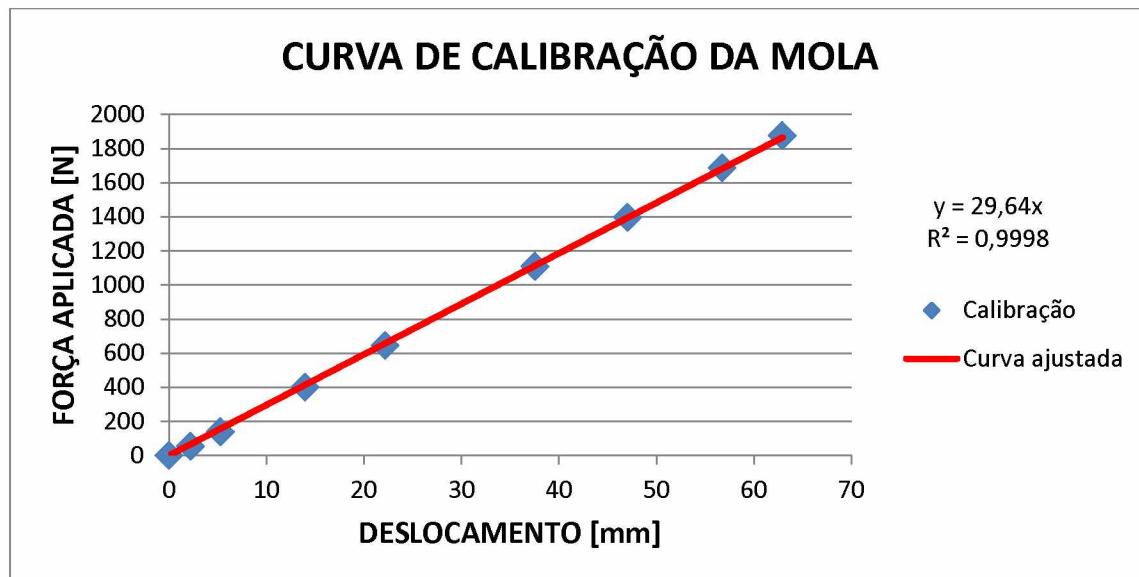


Figura 4.17 – Curva de calibração da mola utilizada no protótipo.

Como pode ser visto na figura 4.17, a rigidez da mola medida durante o ensaio foi de 29,64 [N/mm] ou 29640 [N/m], próximo ao valor projetado de 27000 [N/m].

A calibração do torquímetro, por sua vez, foi realizada através da aplicação de valores conhecidos de torques, provenientes da adição de massas discretas posicionadas a uma distância fixa do centro de rotação. Os valores de torque foram anotados e plotados com seus respectivos valores de tensão medidos no sistema de aquisição da LYNX, gerando então a curva de calibração mostrada na Fig.(4.18).

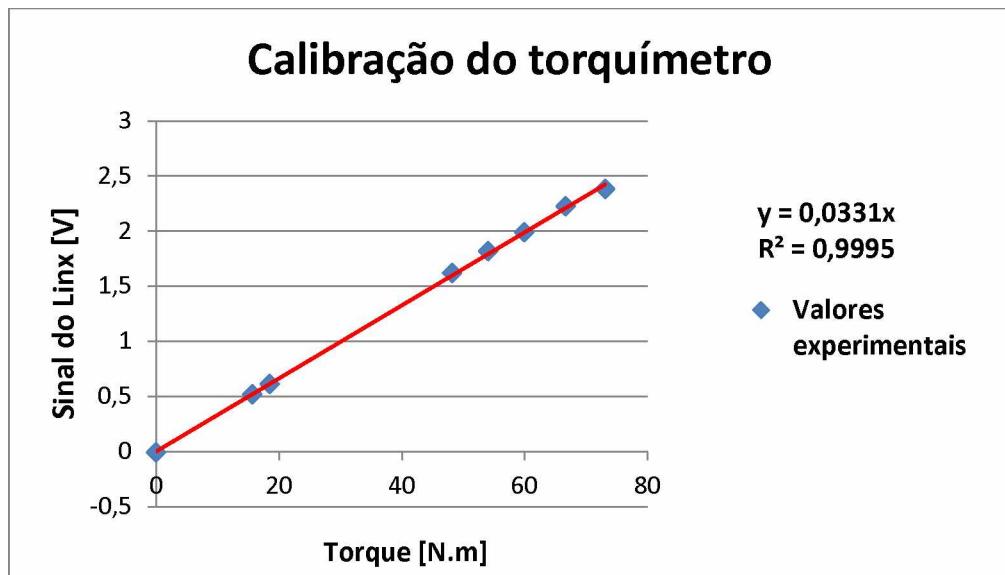


Figura 4.18 – Curva de calibração do torquímetro utilizado no protótipo.

Analizando a figura acima é possível avaliar a sensibilidade do torquímetro que foi da ordem de 0,0331 [V/N.m] ou ainda 33,1 [mV/N.m].

A calibração do goniômetro foi realizada utilizando uma escala de posição angular. Os valores de posição angular utilizados foram anotados e plotados com seus respectivos valores de tensão medidos no sistema de aquisição da LYNX, gerando então a curva de calibração mostrada na Fig.(4.19).

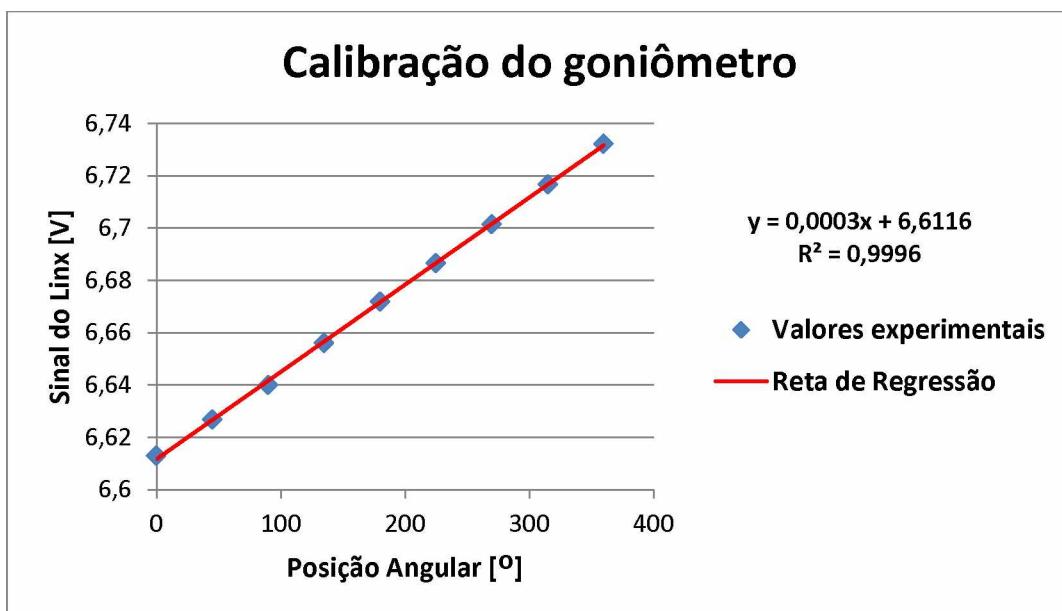


Figura 4.19 – Curva de calibração do goniômetro construído para utilização no protótipo.

Existe uma tensão de aproximadamente 6,61 [V] para o valor de posição angular igual a zero. Isso se deve ao fato de que o potenciômetro utilizado possui uma faixa de medição total de 10 voltas completas e no sensor é utilizada apenas uma parte dessa faixa, não partindo necessariamente da posição zero do potenciômetro. Este fato não seria um problema, pois o importante é que o sensor apresente uma boa sensibilidade e comportamento linear na faixa de utilização, porém como pode ser observado na Fig. (4.19), apesar do comportamento ser linear, a sensibilidade obtida para o goniômetro foi de 0,0003 [V/°] ou 0,3 [mV/°], que é um valor relativamente baixo para a sensibilidade. Contudo, para os fins utilizados esta sensibilidade se mostrou suficiente, não apresentando grandes erros e com pouco ruído.

Para a célula de carga, por se tratar de uma célula de carga nova e com certificado de calibração atual, foi realizada apenas uma calibração para obtenção do sinal no sistema de aquisição da Lynx. A calibração foi realizada utilizando a máquina de ensaios universal BME-10kN e a célula de carga da máquina, previamente calibrada, foi utilizada como padrão, gerando então a curva de calibração mostrada na Fig.(4.20).

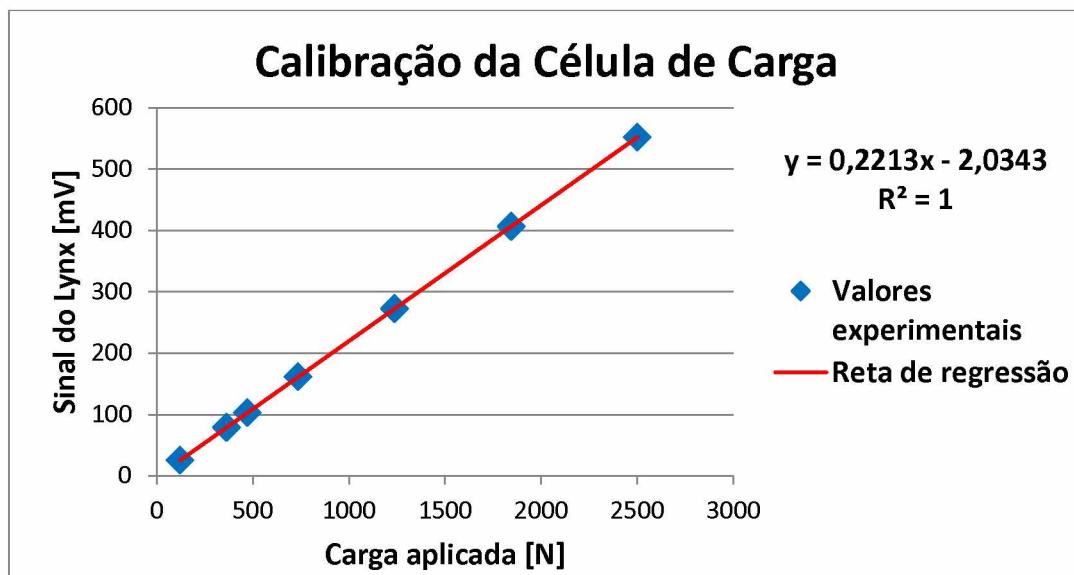


Figura 4.20 – Curva de calibração da célula de carga utilizada no equipamento.

Analizando a figura acima é possível estimar a sensibilidade da célula da carga que foi da ordem de 0,2213 [mV/N].

#### 4.5.2. Análise dinâmica

A análise dinâmica foi realizada para estimar os valores dos parâmetros dinâmicos do sistema para incorporá-los ao modelo matemático de obtenção da curva do came. Com

isso, é possível corrigir divergências observadas entre os resultados previstos pelo modelo analítico e os primeiros testes realizados com as primeiras versões de cames. Essas divergências aconteciam por causa dos efeitos da inércia e do atrito, uma vez que, inicialmente não eram levados em conta no modelo matemático. Portanto, os principais parâmetros avaliados na análise dinâmica foram a inércia torcional do movimento do braço e o torque de amortecimento devido ao atrito.

Com relação ao valor estimado para a inércia torcional do equipamento durante a realização da análise dinâmica, de acordo com a solução da Eq. (3.19), mostrada no capítulo III foi  $I = 0,673 \text{ [kg/m}^2\text{]}$ .

Como o torque de amortecimento identificado no dispositivo é predominantemente de atrito seco, para obter o valor desse torque, previsto na Eq. (3.16), foi necessário identificar a rigidez torcional média do dispositivo. Este procedimento foi delineado no capítulo III e definido na Eq. (3.21). Esta rigidez torcional ( $k_{td}$ ) foi de 62,3 N.m/rad. Finalmente o torque total de atrito foi definido como sendo a soma do torque de atrito seco estimado para o equipamento e o torque de atrito viscoso presente no braço do participante, conforme indicado na Eq. (3.34). Como o resultado é dependente da posição angular, o torque de amortecimento total é variável durante a realização do movimento, como mostrado na Fig. (4.21).

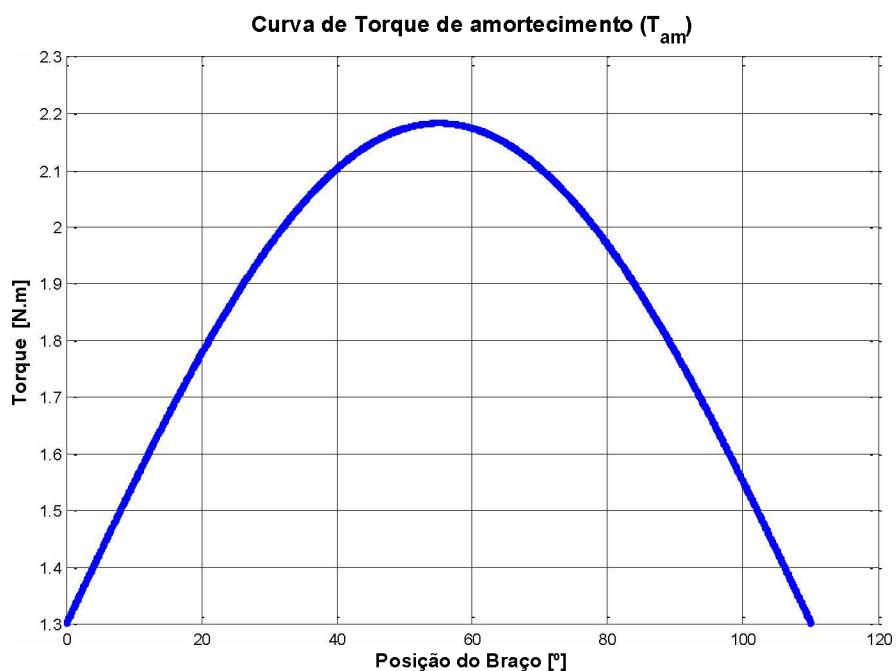


Figura 4.21 – Curva de torque de amortecimento para o perfil de movimento do gesto motor, considerando amortecimento seco do dispositivo e viscoso dos braços do participante.

Esta parcela de torque também foi considerada como parâmetro de entrada, torque de amortecimento ( $T_{am}(\theta)$ ), no cálculo iterativo para a solução da Eq. (3.16) realizado para o projeto do novo came utilizado na fase atual do dispositivo.

#### 4.5.3. Avaliação operacional do protótipo

Para avaliar a eficiência do protótipo e realizar, indiretamente, a validação dos efeitos benéficos deste protótipo em relação a equipamentos convencionais de treinamento muscular do bíceps braquial, foram realizados testes de força (1RM), de potência (55% de 1RM) e avaliação do sinal eletromiográfico do músculo bíceps braquial dos participantes antes do início e logo após o final dos treinamentos.

A análise estatística dos resultados do teste de força foi realizada dentro de cada grupo, utilizando o teste t pareado, para avaliar se houve variação significativa no valor da carga de 1RM após o treinamento em relação ao valor medido antes. Conforme mostra a Fig. (4.22), os resultados mostraram ganhos significativos do treinamento em ambos os grupos treinados enquanto o grupo controle não apresentou variação significativa do teste de força.

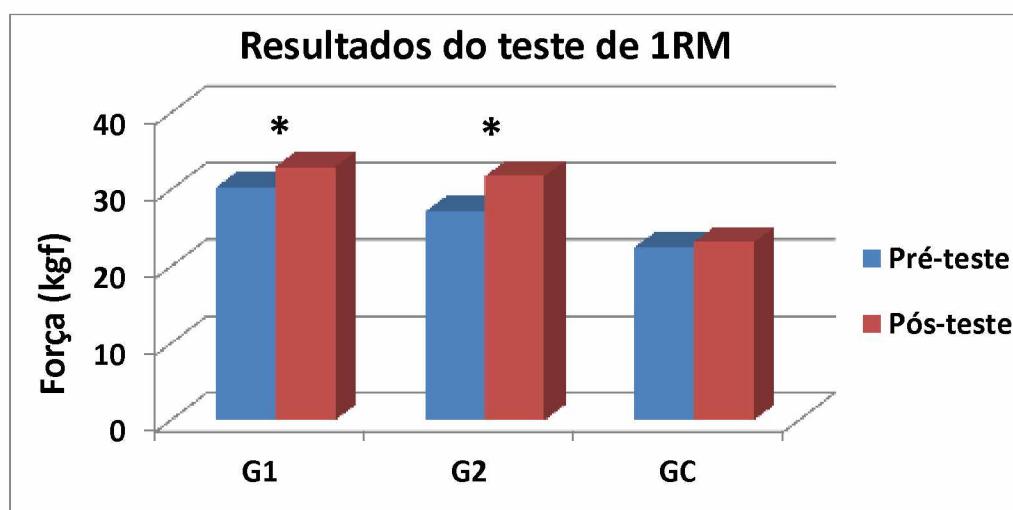


Figura 4.22 – Resultados dos testes de força de 1RM. Valores indicados em G1 e G2 apresentaram diferença significativa (\*) com  $p<0,05$ .

A diferença entre os ganhos obtidos no treinamento com o equipamento e no treinamento com o equipamento convencional é superior a 50%, conforme pode ser visto na Fig. 4.23.

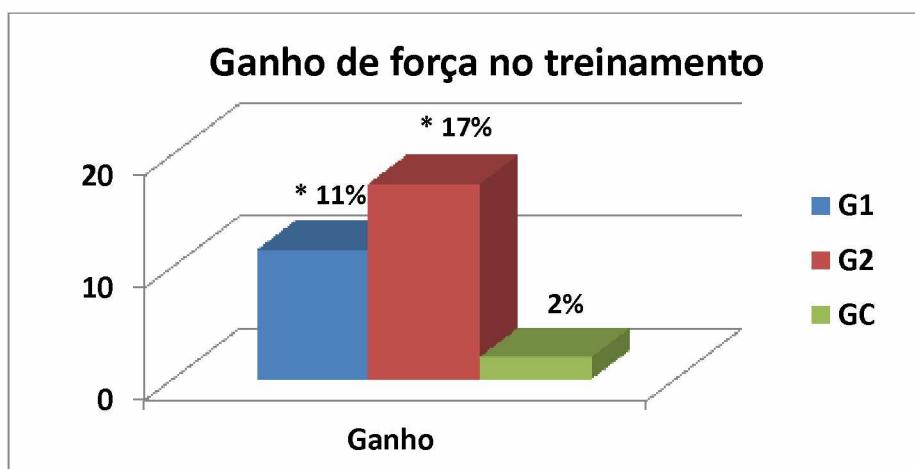


Figura 4.23 – Ganhos obtidos para cada grupo no teste de força máxima. Valores indicados em G1 e G2 apresentaram diferença significativa (\*) com  $p<0,05$ .

Como pode ser observado, o grupo controle não apresentou variação significativa entre os valores do pré-teste e pós-teste para a força máxima, o grupo G1 apresentou aumento médio significativo na força máxima de 11,49% e o grupo G2 apresentou aumento médio significativo na força máxima de 17,37%. O teste ANOVA realizado para comparar os resultados de ganho entre os grupos mostrou um que os ganhos obtidos no grupo G2 foram significativamente maiores quando comparados com o grupo G1 e com o grupo GC.

Os testes de potência realizados também receberam o mesmo tratamento estatístico que os testes de força, sendo utilizado o teste t para análise dos ganhos dentro de cada grupo e ANOVA para comparar os ganhos obtidos por cada grupo. Os resultados obtidos estão apresentados na Fig. 4.24.

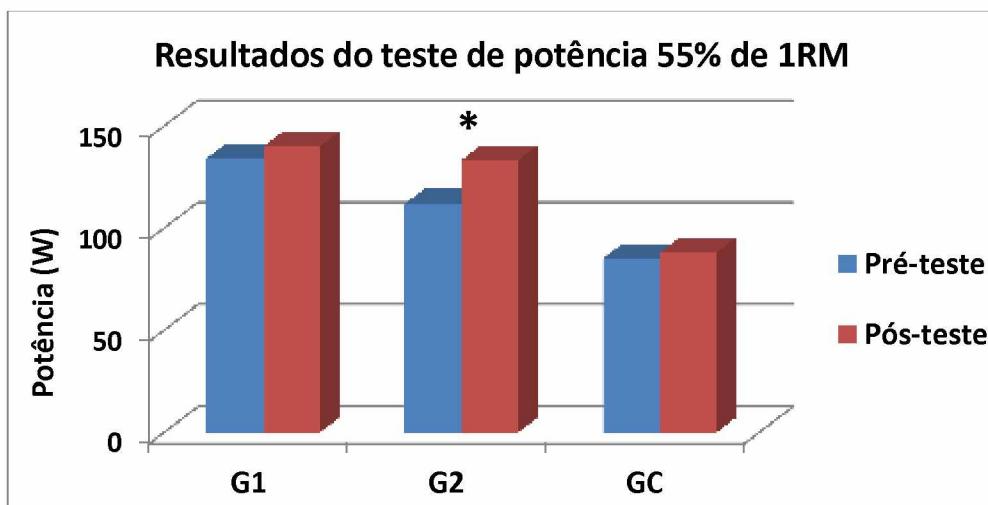


Figura 4.24 – Resultados do teste de potência de rosca direta com 55% de 1RM. Valores indicados em G2 apresentaram diferença significativa (\*) com  $p<0,05$ .

Como pode ser observado, o grupo controle e o grupo G1 não apresentaram variação significativa entre os valores do pré-teste e pós-teste para o teste de potência com 55% de 1RM, enquanto o grupo G2 apresentou aumento médio significativo de 20,71% na de potência com 55% de 1RM.

O teste ANOVA realizado para comparar os resultados de ganho entre os grupos mostrou que os ganhos obtidos no grupo G2 foram significativamente maiores quando comparados com o grupo G1 e com o grupo GC, conforme mostra a Fig. 4.25.

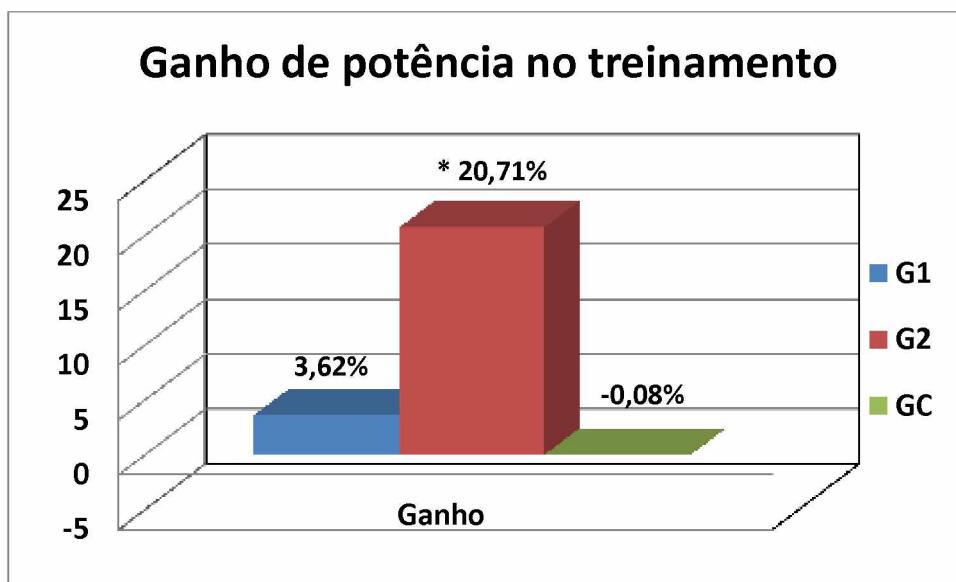


Figura 4.25 – Ganhos obtidos para cada grupo no teste de potência. Valores indicados em G2 apresentaram diferença significativa (\*) com  $p < 0,05$ .

Os resultados mostraram ganhos significativos de força em ambos os grupos treinados, porém somente o grupo G2 apresentou aumento significativo da potência com 55% de 1RM, levando os autores a questionarem se houve perda de velocidade no pós-teste do grupo G1.

Na sequencia foi realizada uma análise dentro de cada grupo, utilizando teste t, para avaliar se houve variação na velocidade média entre o pré o pós-teste. Pretende-se verificar se esta foi a causa de não haver aumento na potência do grupo G1 apesar de este apresentar aumento da força máxima. Os resultados desta análise são apresentados na Fig. (4.26).

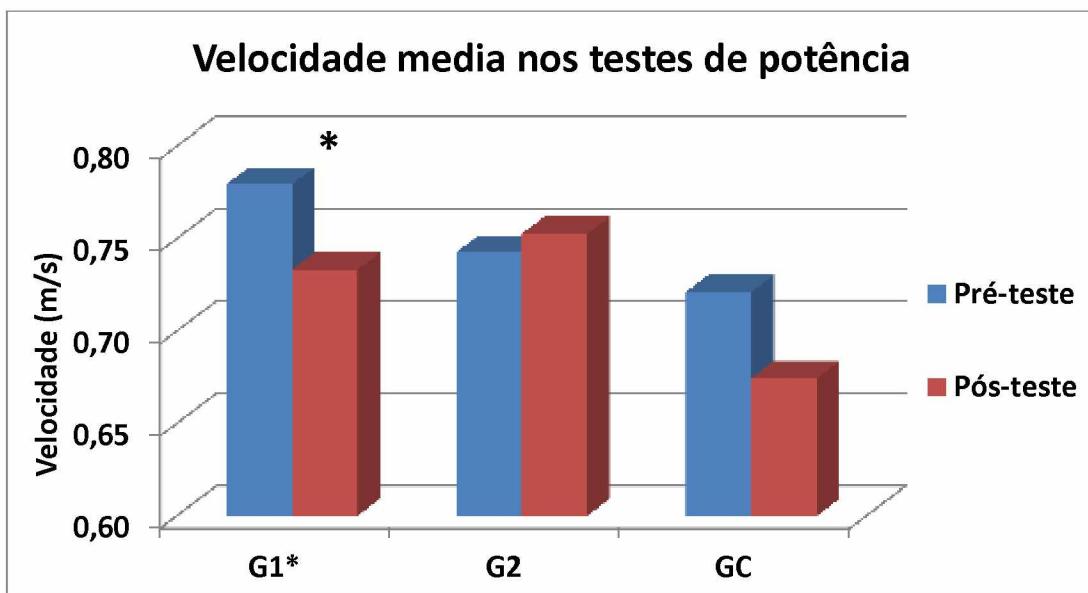


Figura 4.26 – Resultados da velocidade no teste de potência de rosca direta. Valores indicados em G1 apresentaram diferença significativa (\*) com  $p<0,05$ .

Analizando os resultados apresentados na Fig. (4.26) é possível verificar que o G1 teve redução significativa da velocidade média no teste de potência de 6,42%. O grupo GC também apresentou redução da velocidade média no teste de potência de 6,48%, porém essa redução não foi estatisticamente significante. O grupo G2 por sua vez apresentou aumento da velocidade média no teste de potência de 2,34% mas este aumento também não foi estatisticamente significante.

Estes resultados indicam que a utilização do novo equipamento, que possui como uma das principais contribuições a possibilidade de treinar em maiores velocidades, proporcionou aumento na força máxima no teste de 1RM após 6 semanas de treinamento. O importante é que não causou perdas de velocidade para realização do teste de potência com 55% de 1RM, ocasionando assim um maior ganho de potência em relação ao treinamento realizado no equipamento convencional.

Os sinais eletromiográficos do músculo bíceps braquial também foram analisados e o foco principal da análise desses sinais foi a verificação se algum dos treinamentos causou alteração na frequência média de disparo das unidades motoras dos voluntários. Esta análise é recomendada para verificar se algum dos treinamentos foi capaz de melhorar significativamente a taxa de recrutamento aumentando a frequência de disparo das unidades.

A análise de amplitude do sinal eletromiográfico não mostrou variação significativa entre o pré e o pós-teste para nenhum dos grupos analisados. Ver Fig. (4.27).

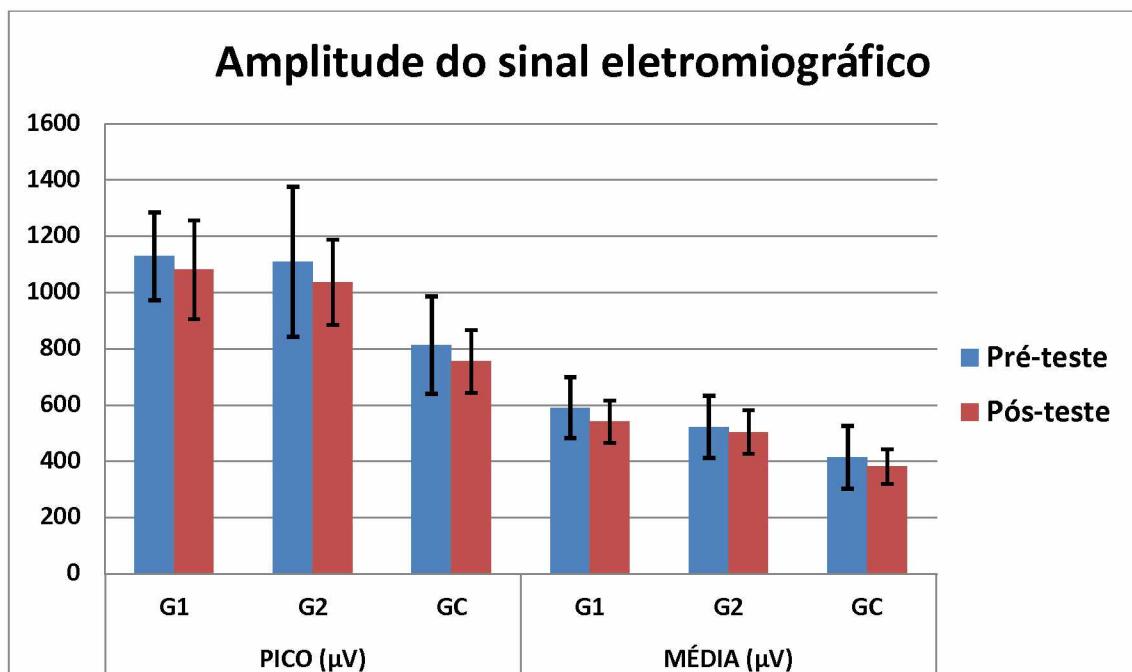


Figura 4.27 – Análise da amplitude do sinal eletromiográfico nos testes de potência.

Como se trata de uma avaliação realizada para verificar possíveis diferenças entre a amplitude média do pós-teste e o pré-teste feita dentro do mesmo grupo e realizada em um teste de potência com 55% de 1RM não houve a necessidade de normalização do sinal. Contudo optou-se por avaliar também o comportamento da média do sinal normalizada pelo pico para verificar se haveria alguma diferença do resultado obtido na avaliação da amplitude do sinal. A Figura (4.28) mostra a comparação entre os resultados da média normalizada do pré-teste e do pós-teste para cada grupo analisado.

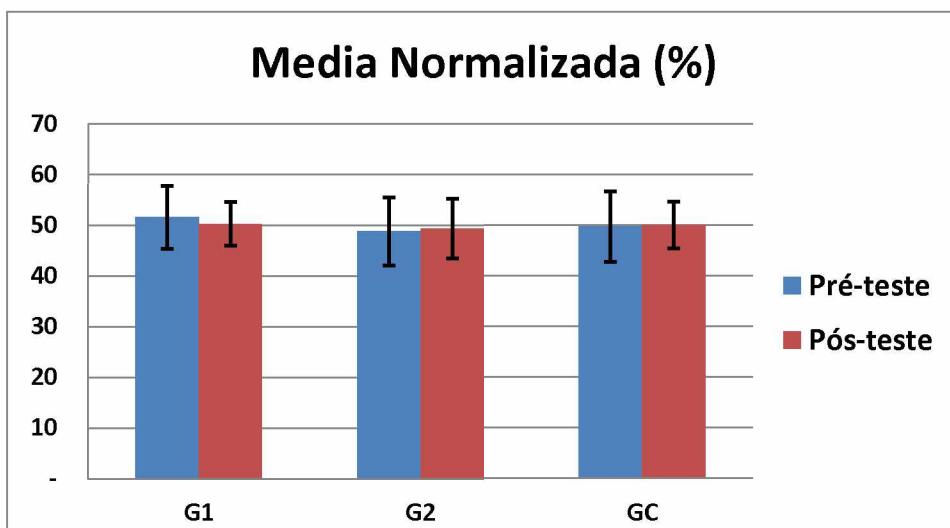


Figura 4.28 – Análise da media normalizada do sinal nos testes de potência.

Outro importante parâmetro a ser analisado no sinal eletromiográfico é a frequência do sinal. A frequência média e mediana podem trazer informações importantes como a taxa de ativação e os possíveis efeitos de fadiga. Neste trabalho não são avaliados efeitos de fadiga, portanto o principal parâmetro observado foi a frequência média para verificar se houve diferença significativa entre a taxa de ativação antes dos treinamentos e depois dos treinamentos em algum dos grupos treinados. Contudo, neste caso não foram observadas diferenças significativas após o treinamento para nenhum dos grupos avaliados, conforme mostra a Fig. (4.29).

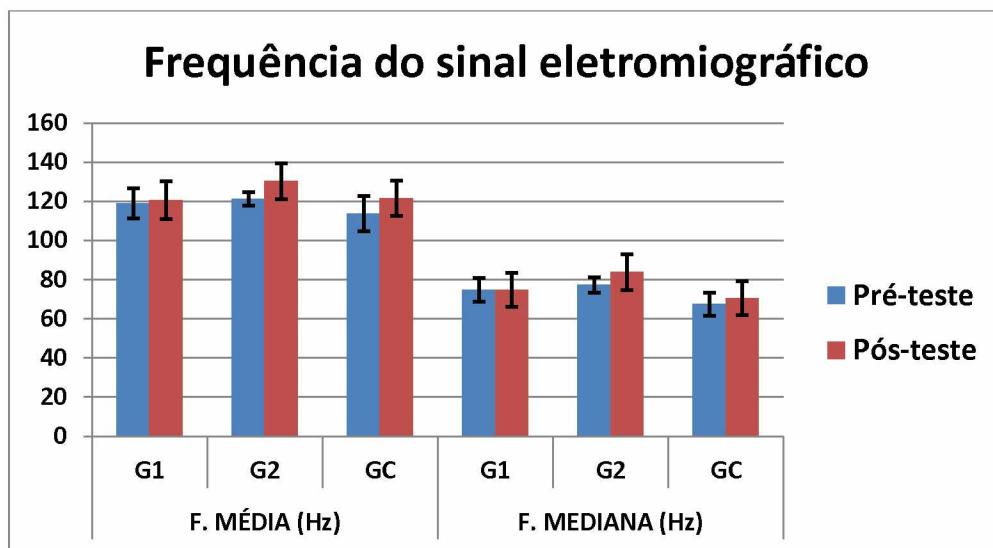


Figura 4.29 – Análise da frequência do sinal de eletromiografia.

Portanto, apesar de haver um maior aumento estatístico da força e da potência no grupo G2 em relação ao grupo G1, não foram verificadas diferenças estatísticas nos sinais de eletromiografia para nenhum dos grupos avaliados.

#### 4.5.4. Sistema de vibração mecânica do protótipo

O sistema de vibração mecânica utilizado no protótipo foi concebido considerando uma massa desbalanceada na forma de um disco e um motor elétrico de corrente contínua, conforme destacado no capítulo III. O comportamento da força de excitação estimada, de acordo com a Eq. (3.38) e frequência de 30 Hz é mostrado na Fig. (4.30).

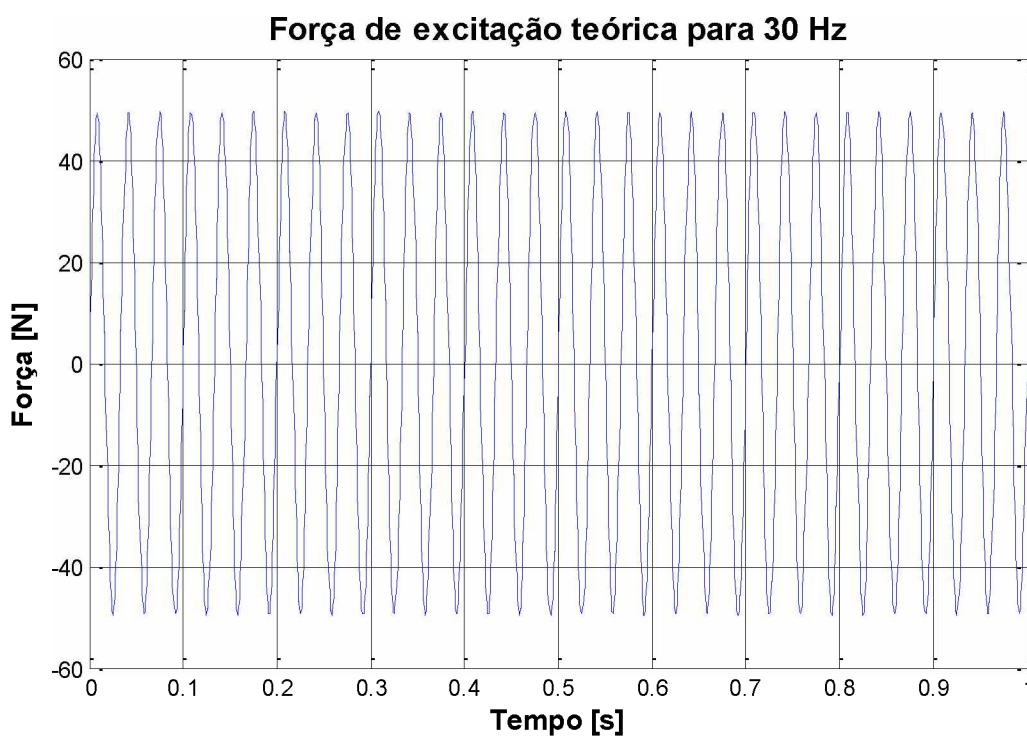


Figura 4.30 – Comportamento da força de excitação para a frequência de 30 Hz.

A força de excitação também foi calculada para outros valores de frequência e as amplitudes dessas forças são mostradas na Fig. (4.31).

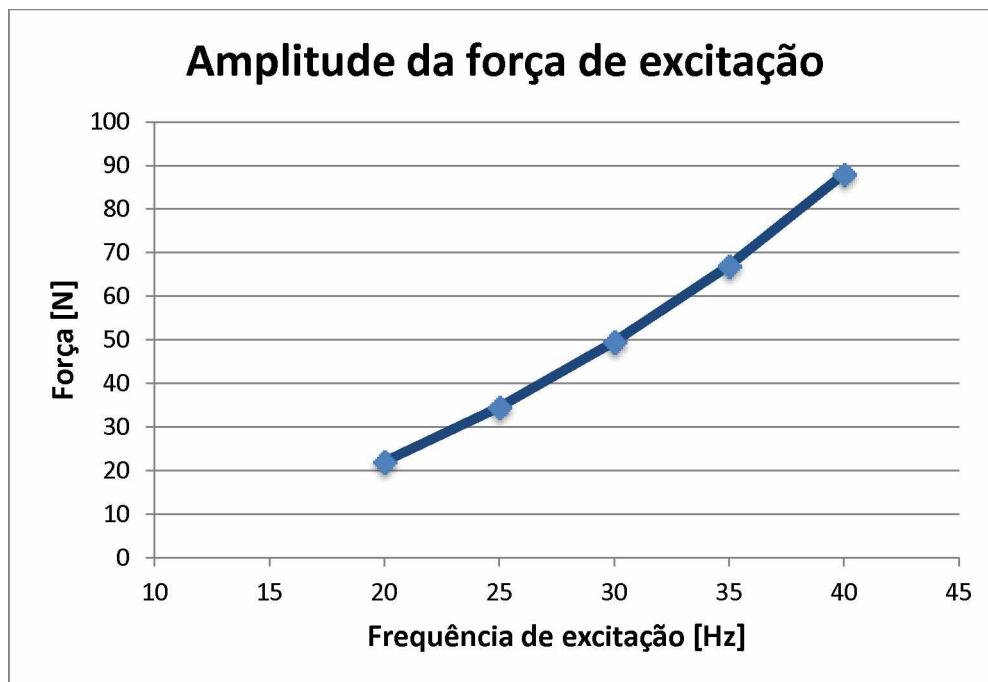


Figura 4.31 – Amplitudes das forças de excitação para 5 valores de frequência diferentes.

A parcela de torque de vibração por sua vez pode ser calculada de acordo com a Eq. (3.39), e também tem comportamento harmônico como mostra a Fig. (4.32).

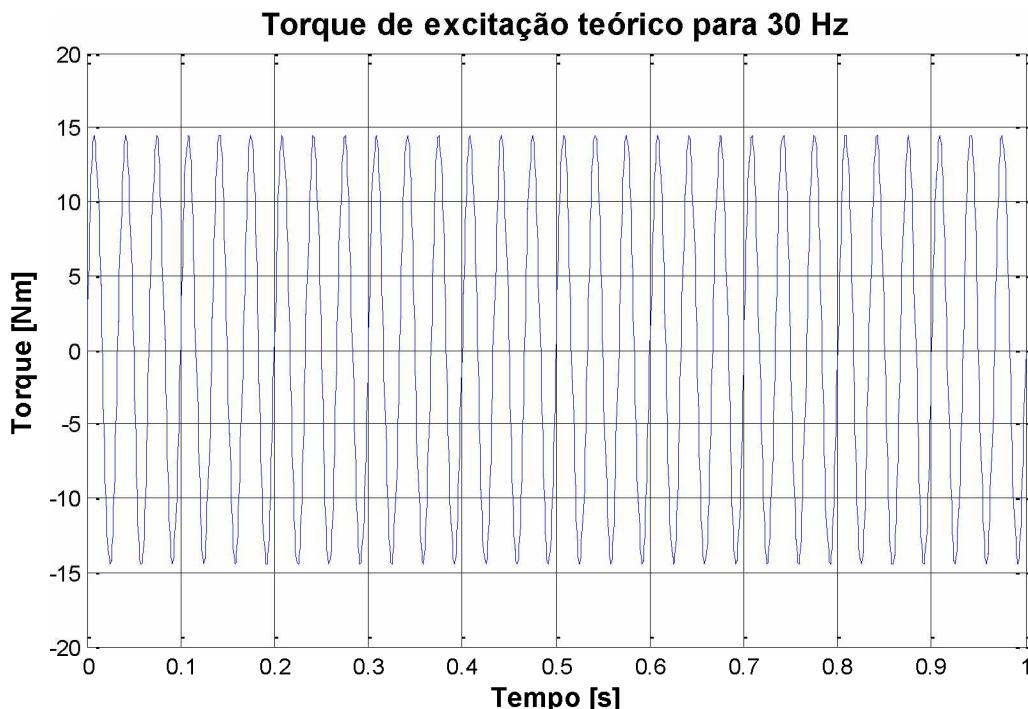


Figura 4.32 – Comportamento do torque de excitação para a frequência de 30 Hz.

Uma simulação dinâmica foi realizada para prever os efeitos causados pela vibração sobre o dispositivo. Para isso inicialmente foi imposto sobre o dispositivo, um movimento oscilatório ideal como o previsto na curva da Fig. (4.5) juntamente com o movimento de rotação do braço da máquina, obedecendo ao mesmo perfil de velocidade do gesto motor. Nesta simulação foram testados diversos valores de frequência de oscilação entre 10 e 100 Hz. Para cada uma das frequências testadas foram utilizados dois valores de amplitudes, 1 e 2 mm. Dentre todas as combinações testadas, optou-se por ajustar o modelo usando a excitação com frequência de 30 Hz e amplitude de 1 mm e esta combinação gerou uma oscilação no perfil de torque com amplitude pico a pico da ordem de 5 N m.

A próxima etapa da simulação foi ajustar a posição da massa excêntrica, usando uma frequência de rotação de 30 Hz visando obter o mesmo perfil de oscilação no torque observado na junta de rotação da máquina. Após a obtenção deste perfil, o valor da excentricidade foi estimado em 12 mm e a massa estimada em 123 g. O resultado obtido após o ajuste é mostrado na Fig. (4.33).

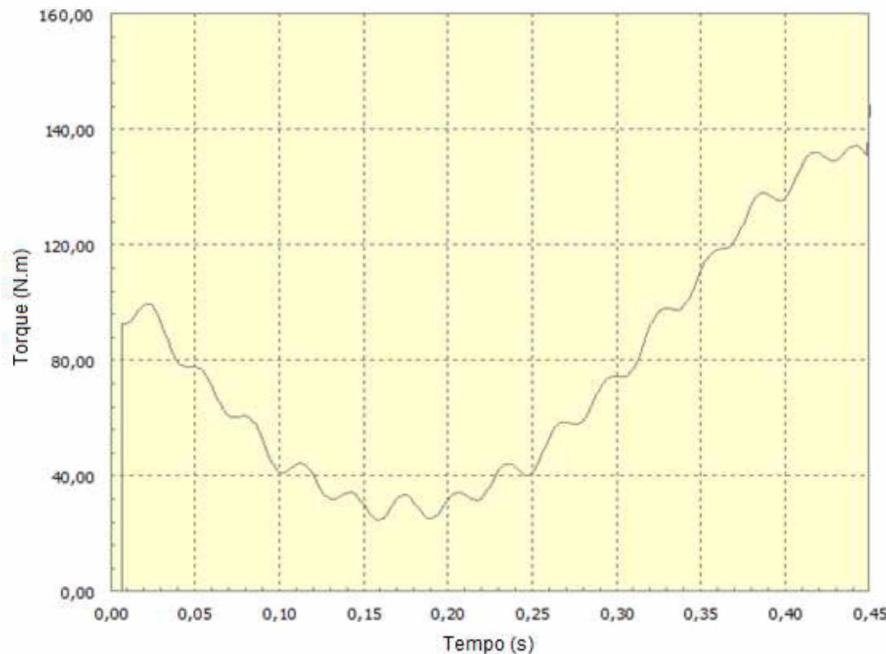


Figura 4.33 – Curva de torque (N.m) obtida durante a simulação dinâmica do dispositivo com aplicação de vibrações mecânicas de 30 Hz.

Os resultados apresentados na Fig. (4.33) foram utilizados como base para o projeto do sistema de vibração e os resultados experimentais serão utilizados para reajustar o modelo.

Observando os sinais de deslocamento obtidos nos testes realizados com o equipamento em posição de equilíbrio estático, como por exemplo, o sinal da Fig. (4.34) da excitação com frequência de 30 Hz, é possível ver que o sinal possui modulação em amplitude, provavelmente devido a frequências naturais do sistema.

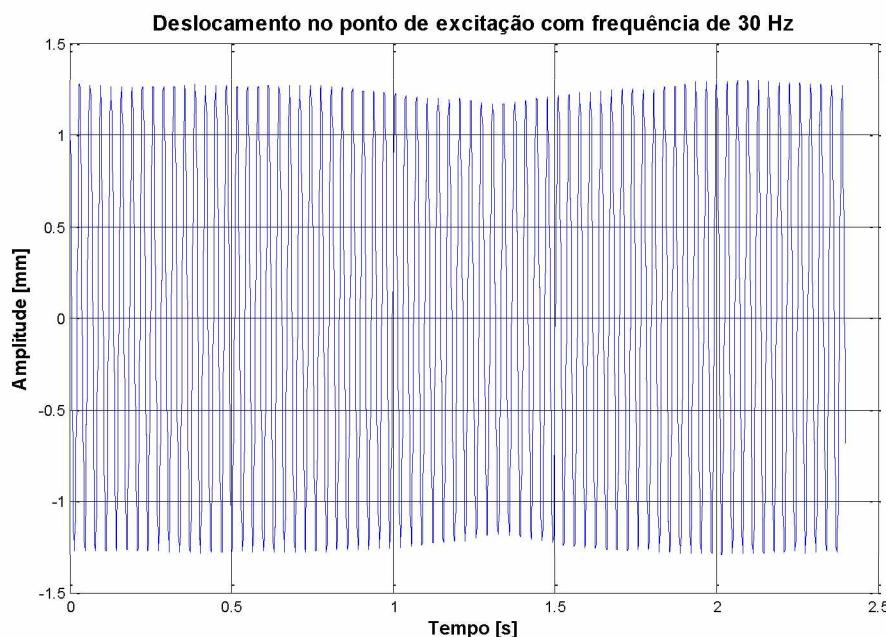


Figura 4.34 – Sinal de deslocamento causado pela excitação externa de 30 Hz.

De qualquer maneira, observou-se que a pequena variação na amplitude sendo possível, através do sinal mostrado na Fig. (4.35), estimar, em cada caso, o valor da amplitude do deslocamento.

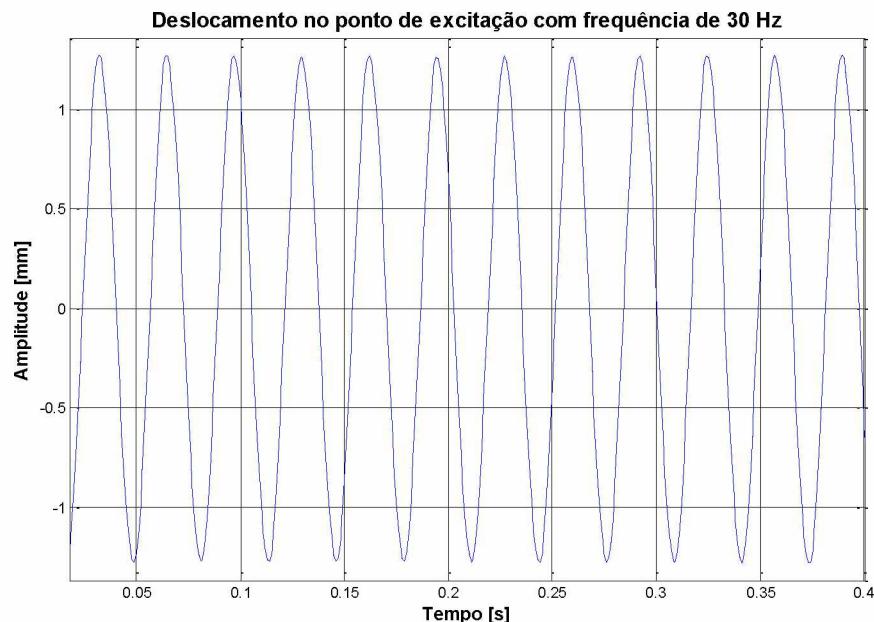


Figura 4.35 – Sinal de deslocamento causado pela excitação externa de 30 Hz.

Os valores para os deslocamentos obtidos são próximos dos valores obtidos matematicamente e por simulação dinâmica. Contudo, a amplitude de deslocamento obtida experimentalmente para a frequência de excitação de 25 Hz foi maior do que o esperado, indicando que pode haver uma frequência natural do sistema próxima deste valor, como pode ser visto na Fig. (4.36).

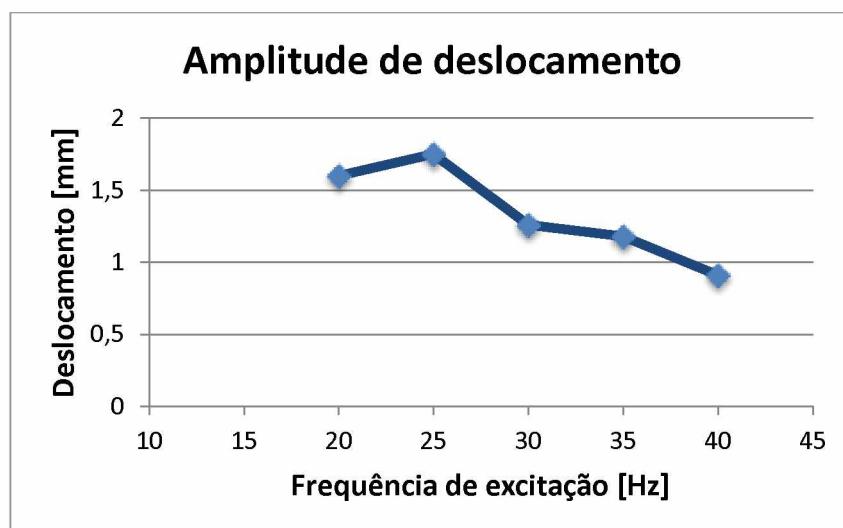


Figura 4.36 – Amplitudes de deslocamento no ponto de aplicação da excitação.

Os valores de torque medidos durante a aplicação de excitação com o sistema em equilíbrio não apresentaram valores de oscilação esperados. Os sinais de torque apresentaram ruídos de pequena amplitude, conforme mostra a Fig. (4.37).

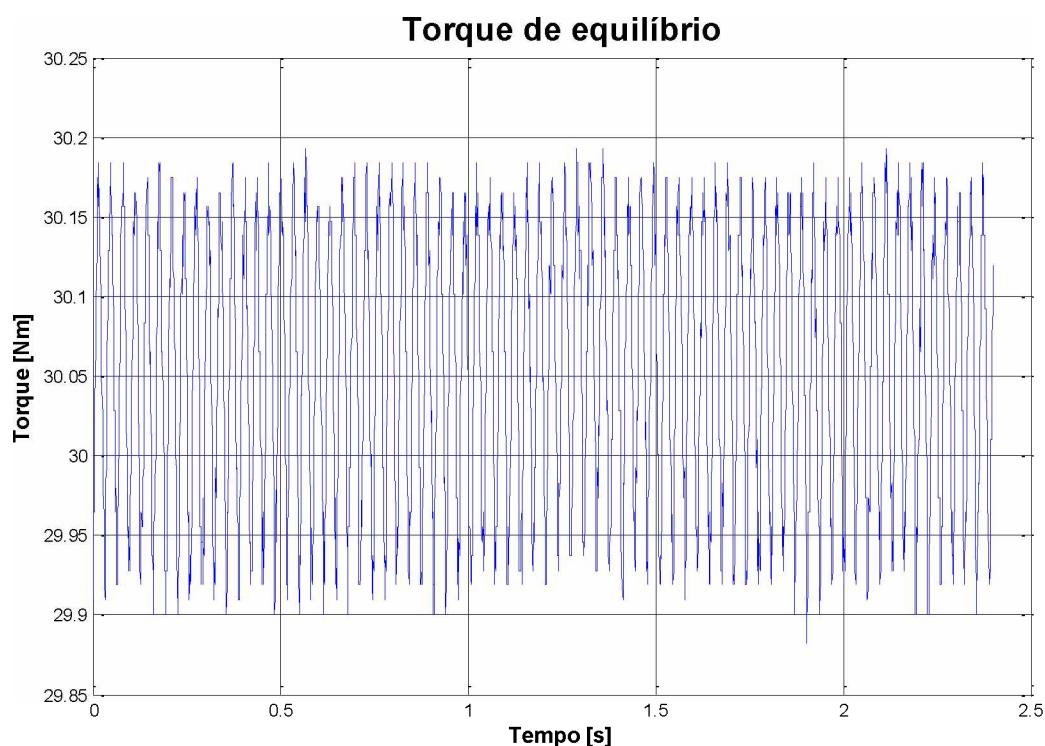


Figura 4.37 – Sinal de torque de equilíbrio durante aplicação de excitação de 30 Hz.

O fato de não se observar variação significativa nos valores de torque conforme previsto, provavelmente se deve a elasticidade do material, não permitindo que o torquímetro registre corretamente os valores de torque em tempo real. Portanto este fenômeno ainda precisa ser bem estudado, inclusive com avaliação do tempo de resposta do torquímetro.

Os valores de torque também foram medidos durante a realização dos exercícios dinâmicos com participação dos voluntários e apresentaram perfil característico, como pode ser visto na Fig. (4.38).

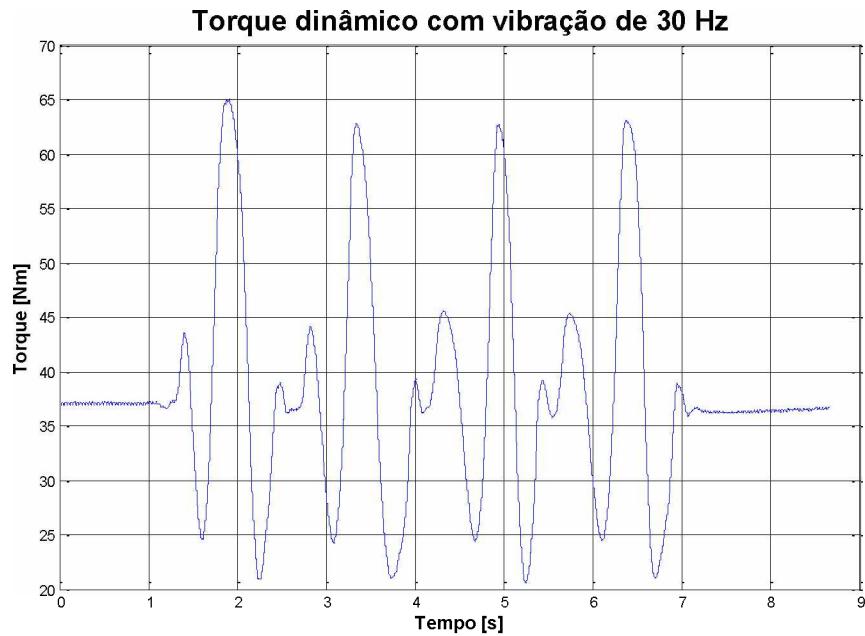


Figura 4.38 – Sinal de torque dinâmico durante aplicação de excitação de 30 Hz.

Contudo, as variações esperadas devido à excitação vibratória também foram pequenas, como pode ser observado em uma amplificação do sinal mostrado na Fig. (4.39).

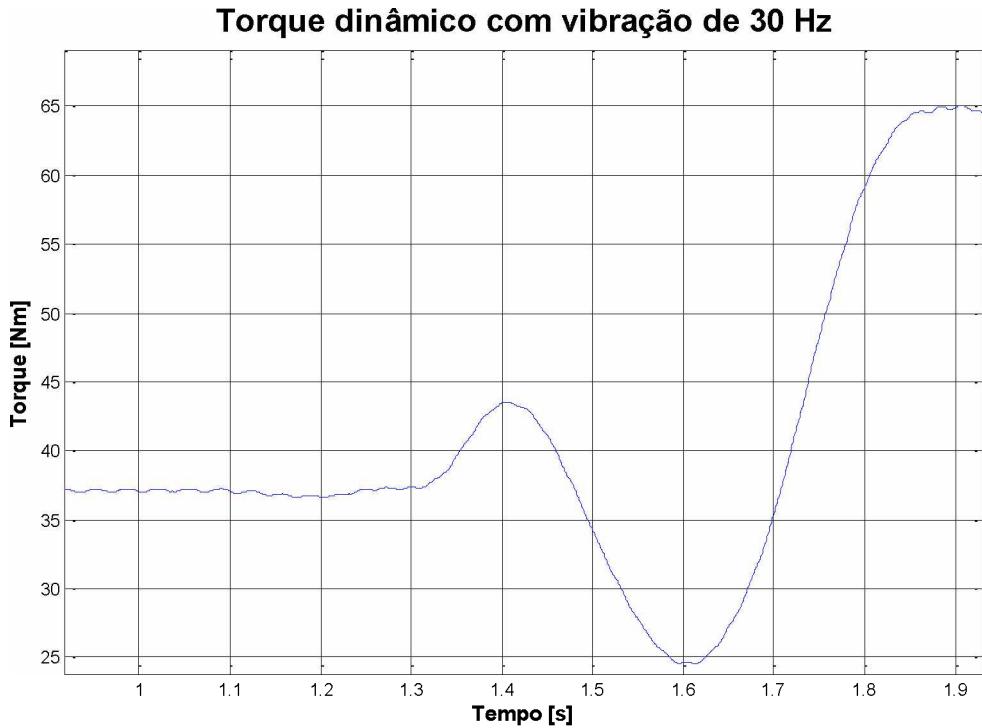


Figura 4.39 – Amplificação do sinal de torque dinâmico com excitação de 30 Hz.

Observando o perfil de torque em condição ampliada é possível observar que se trata de uma oscilação causada pela excitação harmônica, porém com amplitude reduzida, como mostra a Fig. (4.40).

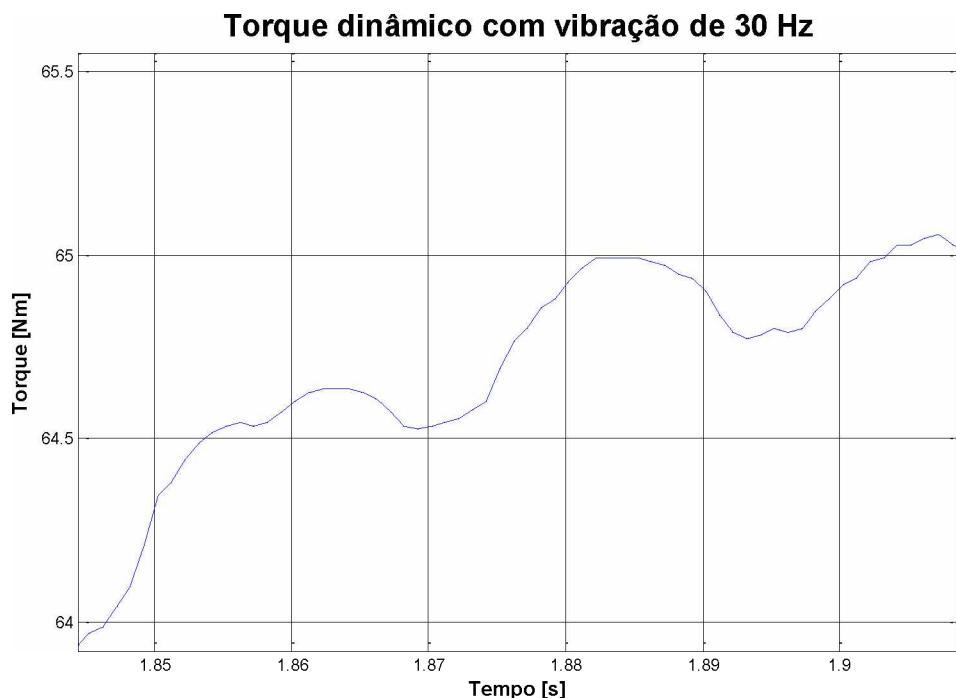


Figura 4.40 – Oscilação causada pela excitação de 30 Hz no perfil de torque dinâmico.

Como a pré-carga utilizada na análise sempre foi regulada de forma igual para os voluntários e a velocidade de execução foi semelhante, os perfis de torque obtidos foram praticamente idênticos.

O sinal de eletromiografia do músculo bíceps braquial do braço direito foi avaliado para ambos os voluntários do teste. As amplitudes de todos os sinais apresentaram aumentos durante a realização dos exercícios com excitação vibratória, e com exceção do valor de pico do voluntário B, os aumentos foram sempre maiores quando a excitação foi aplicada com frequência de 30 Hz, como mostra a Fig. (4.41). Contudo, como se trata de um valor de pico absoluto de um único indivíduo, esse valor pode ser proveniente de algum evento aleatório durante a coleta do sinal e neste caso o valor de mínimo do sinal seria mais representativo, pois indica que o sinal se manteve sempre com valores mais elevados, aumentando o valor da media do sinal. Inclusive, a média do sinal do indivíduo B com excitação de 30 Hz é maior que a média do mesmo voluntário com excitação de 20 Hz.

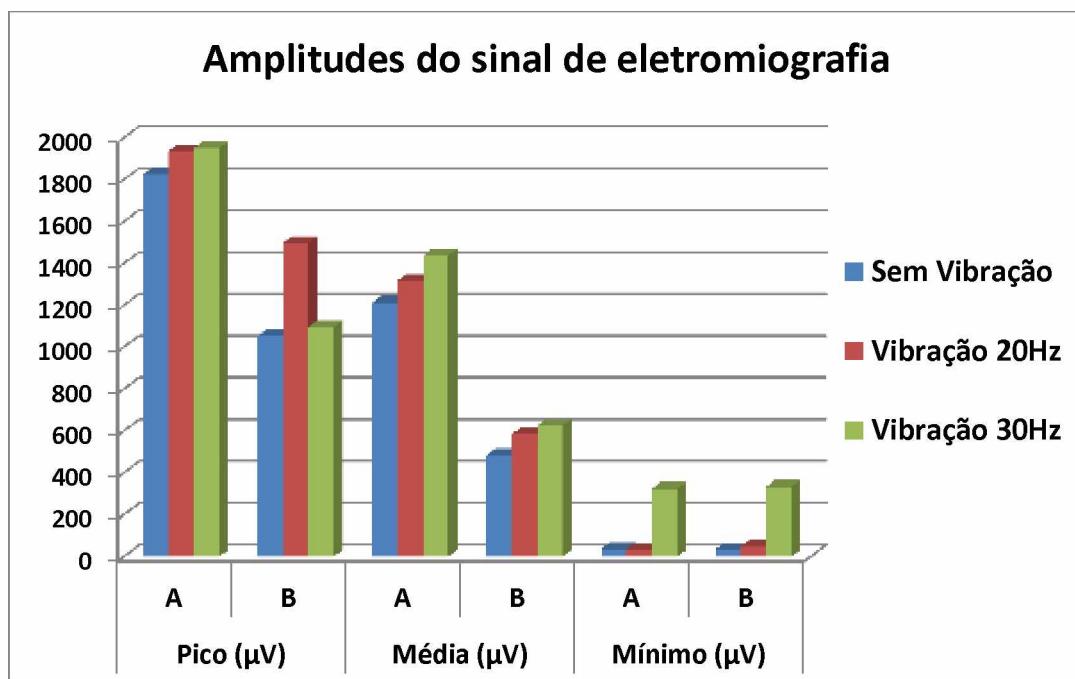


Figura 4.41 – Amplitude do sinal eletromiográfico do músculo bíceps braquial.

Vale lembrar que não foram feitas comparações entre os valores coletados em cada indivíduo para nenhum dos parâmetros observados e sim apenas uma comparação entre os valores de cada parâmetro para cada uma das três situações em cada indivíduo isoladamente. Portanto, nesta avaliação fez-se uso dos valores absolutos dos sinais de cada parâmetro não havendo necessidade de normalização.

Observando a Fig. (4.42), na amplitude normalizada fica claro o aumento percentual relativo aos valores mínimo e médio durante a realização do exercício com excitação vibratória de 30 Hz.

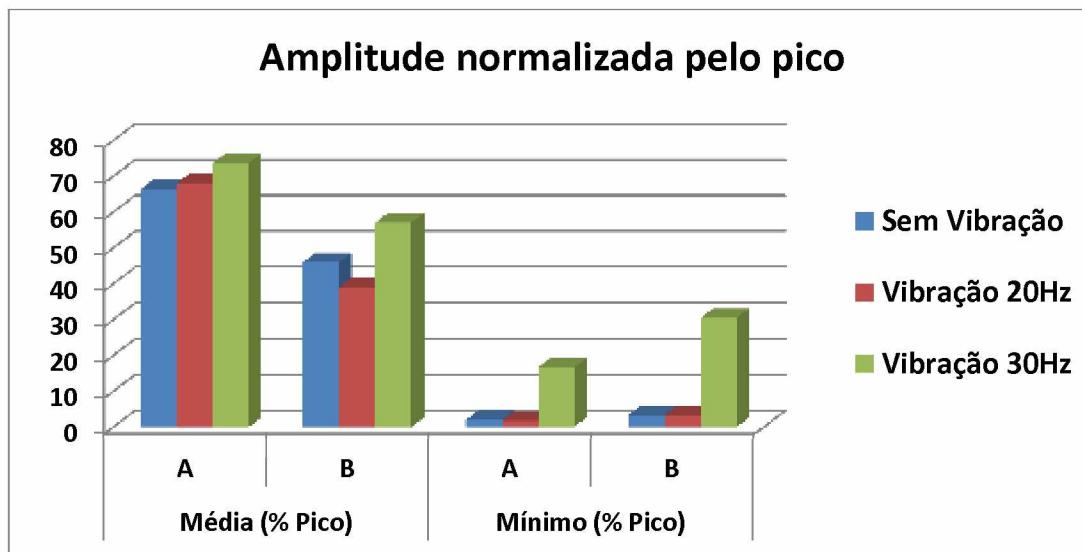


Figura 4.42 – Amplitude normalizada do sinal eletromiográfico do músculo bíceps braquial.

Foram observados também aumentos na frequência de disparo das unidades motoras durante a realização de exercícios com excitação vibratória de 30 Hz, tanto na media quanto na mediana do sinal. Esses resultados estão apresentados na Fig. (4.43).

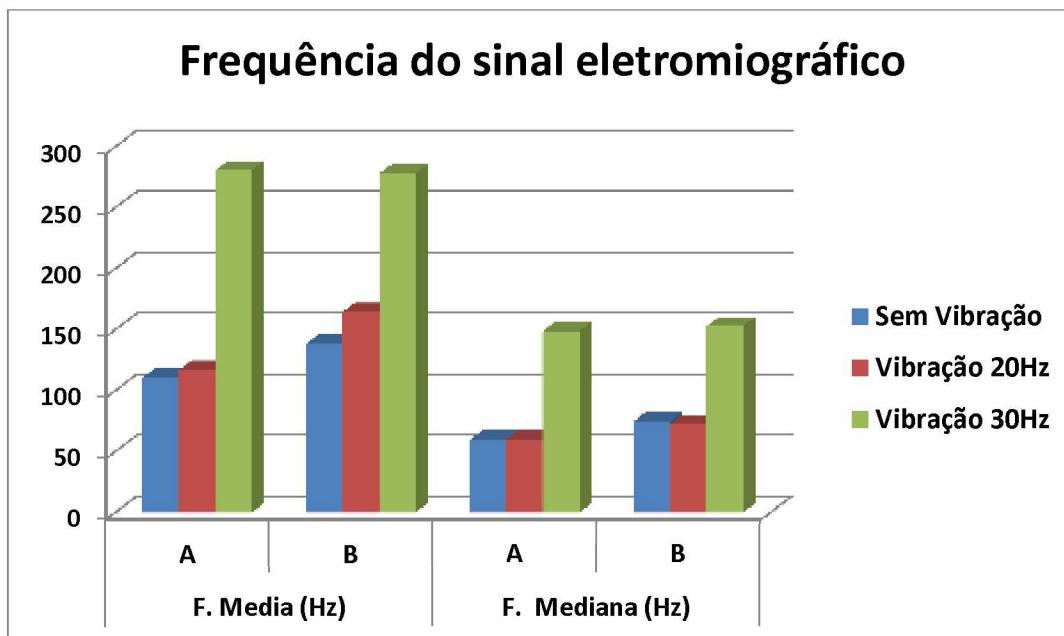


Figura 4.43 – Frequência do sinal eletromiográfico do músculo bíceps braquial.

Estes resultados são provenientes apenas de um teste piloto e apesar de não haver embasamento estatístico para afirmar melhorias observadas na ativação, esses resultados indicam que a excitação com frequência de 30 Hz tem a capacidade de melhorar a taxa de recrutamento das unidades motoras, sinalizando um caminho a ser seguido em futuros trabalhos.

#### 4.6. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

O novo equipamento foi projetado e constituído para possibilitar a realização de treinamentos em velocidades mais elevadas, com a intenção de realizar o treinamento de fibras específicas melhorando assim a força em maiores velocidades, produzindo maior potência no movimento. Durante os treinamentos verificou-se uma maior facilidade na realização de exercícios rápidos no grupo de voluntários que utilizou o novo equipamento. O percentual de carga relativo à MCV foi o mesmo para ambos os grupos.

Os resultados dos treinamentos mostraram aumentos significativos de força no teste de 1 RM no exercício de rosca direta em ambos os grupos treinados, porém o aumento

obtido pelo grupo G2 foi maior que o aumento do grupo G1, provavelmente devido à capacidade do equipamento de extrair sempre a máxima capacidade de produção de força em todos os pontos do movimento.

Os testes de potência de 55% de 1 RM mostraram aumento significativo após o treinamento apenas para o grupo treinado no novo equipamento, levando os autores a questionarem o motivo de ambos os grupos ganharem força e apenas um deles ganhar potência, sendo que todos os grupos realizaram o mesmo protocolo de treinamento. Foi investigado então o perfil de velocidade obtido em cada grupo durante os testes de potência e verificou-se que o grupo treinado no equipamento antigo teve perda significativa na velocidade média durante os testes de potência. Essa perda provavelmente se deve ao fato de o equipamento antigo não permitir treinamento em velocidade elevada, promovendo ganho de força somente em baixas velocidades.

O sinal de eletromiografia não apresentou diferenças significativas no padrão de ativação muscular antes e após o treinamento para nenhum dos grupos avaliados, indicando que as melhorias obtidas não são provenientes de melhorias na ativação muscular.

Os testes realizados com o sistema de vibração mostrou que ele é capaz de produzir vibrações mecânicas dentro das faixas de frequências e amplitudes desejadas. Os resultados desses testes mostraram ainda que a excitação de vibração parece causar aumentos na média do sinal eletromiográfico e nas frequências de disparo das unidades motoras. Esse fato poderia melhorar a capacidade de recrutamento das unidades motoras aumentando a eficiência do treinamento.

Portanto, o novo equipamento de treinamento construído tem o potencial de produzir maiores ganhos de força e potência dos flexores do cotovelo durante 6 semanas de treinamento que um equipamento convencional com pilhas de pesos. Existem também indícios de que o sistema de vibração construído, gerando vibrações com frequência de 30 Hz e amplitudes de 1 mm, seja capaz de melhorar a taxa de recrutamento de unidades motoras durante a realização de treinos de força e potência. Porém, vale ressaltar que os resultados dos testes realizados com o sistema de vibração foram obtidos em um teste piloto com apenas 2 voluntários e não possuem ainda embasamento estatístico.



# CAPÍTULO V

## CONCLUSÕES

As conclusões são baseadas nos objetivos do trabalho:

- Foi criada uma metodologia para obtenção da curva de torque máximo disponível na articulação do cotovelo em um movimento com velocidade de contração variável.
- No trabalho observou-se que durante o movimento de flexão do cotovelo, aproximadamente balístico, a diminuição na força muscular devido ao aumento da velocidade de contração, tem maior influência no torque gerado do que as alterações na biomecânica articular. Portanto, o torque máximo gerado é menor nos pontos próximos de 90° devido às maiores velocidades. Não foram encontrados, na literatura, relatos sobre curvas de torque que consideram velocidade de contração variável.
- O novo dispositivo de resistência otimizado (câme-mola-seguidor) permitiu realizar o treinamento muscular dos flexores do cotovelo em maiores velocidades de contração do que o equipamento convencional similar.
- O grupo treinado no novo protótipo obteve maior ganho de força no teste de 1 RM em rosca direta após 6 semanas de treinamento dos flexores do cotovelo do que o grupo treinado no equipamento convencional similar.
- O grupo treinado no novo protótipo obteve maior ganho de potência muscular no teste de rosca direta com 55% de 1 RM após as 6 semanas de treinamento dos flexores do cotovelo do que o grupo treinado no equipamento convencional similar.
- Não houve diferença significativa entre a ativação muscular medida nos pré e pós-testes para nenhum dos grupos avaliados.

- Foi possível acoplar ao novo protótipo, um sistema de vibração mecânica que atua na direção do encurtamento muscular.

- Os resultados preliminares indicam que a aplicação da vibração mecânica com frequência de 30 Hz e amplitude de 1 mm na empunhadura do equipamento, é transmitida na direção do encurtamento muscular e proporciona aumento na amplitude do sinal de EMG e na frequência de disparo das unidades motoras.

### SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

A seguir, são apresentadas sugestões para futuros trabalhos:

- Melhorar o projeto de fixação do sistema de vibração e realizar testes com uma amostra estatisticamente significativa para validar a eficiência do sistema;
- Implementar o modelo dinâmico do equipamento utilizando um came conhecido para possibilitar a identificação direta dos parâmetros dinâmicos dos braços do usuário;
- Construir e validar novos equipamentos, para treinamento de outros grupamentos musculares, que utilizem o modulador mecânico de torque como sistema de carga;
- Desenvolver um sistema automatizado de projeto e construção dos cames e otimizar o equipamento proposto;
- Desenvolver um método de endurecimento superficial para o came de forma a melhorar a resistência ao desgaste sem aumentar a massa;
- Validar o equipamento através de protocolos de treinamento de longo prazo.

## CAPÍTULO VI

### REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

ABERCROMBY, A. F. J. et al. Vibration Exposure and Biodynamic Responses during Whole-Body Vibration Training. **Official Journal of the American College of Sports Medicine**, p. 1794-1800, 2007.

ADSUAR, J. C. et al. VIBRATORY EXERCISE TRAINING EFFECTS ON WEIGHT IN SEDENTARY WOMEN WITH FIBROMYALGIA. **Physiology of Sport**, v. 13, n. 50, p. 295-305, 2013. ISSN 1577-0354.

AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE POSITION STAND. Progression models in resistance training for healthy adults. **Med Sci Sports Exer**, v. 41, p. 687-708, 2009.

ARMSTRONG, T. J. et al. Ergonomics and the effects of vibration in hand-intensive. **cand J Work Environ Health**, Michigan, 1987.

ARMSTRONG, W. J.; GRINNEL, P.; WARREN, G. S. The acute effect of WholeBody Vibration on the Vertical Jump Height. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 24, n. 10, p. 2835-2839, 2010.

BAZETT-JONES, D. M.; FINCH, H. W.; DUGAN, E. L. Comparing the effects of various whole-body vibration accelerations on counter-movement jump performance. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 7, p. 144-150, 2008.

BIDENT, A. M. et al. Displacement and Frequency for Maximizing Power Output Resulting From A Bout of Whole-Body Vibration. **Journal of Strength & Conditioning Research**: v. 23, n. 6, p. 1683-1687, September 2009.

BEER, F. P.; JOHNSTON, E. R. J. **Mecânica Vetorial para Engenheiros - Dinâmica**. 9<sup>a</sup> ed. [S.I.]: Mc Graw Hill, 2012.

BIRD, S. P.; TARPENNING, K. M.; MARINO, F. E. Designing resistance training programmes to enhance muscular fitness. **Sports medicine**, v. 35, n. 10, p. 841-851, 2005.

BLEMKER, S. S.; PINSKY, P. M.; DELP, S. L. A 3D model of muscle reveals the causes of nonuniform strains in the biceps brachii. **Journal of Biomechanics Award**, v. 38, p. 657-665, 2005.

BOGAERTS, A. et al. Impact of Whole-Body Vibration Training Versus Fitness Training on Muscle Strength and Muscle Mass in Older Men: A 1-Year Randomized Controlled Trial. **Journal of Gerontology: MEDICAL SCIENCES**, 2007. 62.

BONGIOVANNI, L. G.; HAGBARTH, K. E.; STJERNBERG, L. Prolonged muscle vibration reducing motor output in maximal voluntary contractions in man. **Journal of Physiology**, London, v. 423, n. 1, p. 15-26, 1990. ISSN ISBN.

BOSCO, C. et al. Adaptative responses of human skeletal muscle to vibration exposure. **Blackwell Science Ltd.**, v. 19, n. 2, p. 183-187, 1999.

BOSCO, C. et al. Adaptive responses of human skeletal muscle to vibration exposure. **Clinical Physiology**, Oxford, v. 19, n. 2, p. 183-187, 1999.

BOSCO, C.; CARDINALE, M.; TSARPELA, O. Influence of vibration on mechanical power and electromyogram activity in human arm flexor muscles. **European Journal of Applied Physiology**, v. 79, p. 306-311, 1999.

BOTTARO, M. et al. Effect of high versus low-velocity resistance training on muscular fitness and functional performance in older men. **European journal of applied physiology**, v. 99, n. 3, p. 257-264, 2007.

BURKE, J. R.; RYMER, W. Z.; WALSH, H. V. Relative strength of synaptic inputs from short latency pathways to motor units of defined type in cat medial gastrocnemius. **Neurophysiology**, v. 39, p. 447-458, 1976.

CARDINALE, M.; BOSCO, C. The use of vibration as an exercise intervention. **Exercise and Sport Sciences Review**, v. 31, n. 1, p. 3-7, 2003.

CARDINALE, M.; ERSKINE, J. A. Vibration training in elite sport: effective training solution or just another fad? **International journal of sports physiology and performance**, v. 3, n. 2, p. 232, 2008.

CARDINALE, M.; LIM, J. Electromyography Activity of Vastus Lateralis Muscle During Whole-Body Vibrations of Different Frequencies. **Journal of Strength and Conditioning Research**, 2003. 621-624.

CARDINALE, M.; POPE, M. H. The effects of whole body vibration on humans: dangerous or advantageous? **Acta Physiologica**, v. 90, p. 195-206, 2003.

CARDINALE, M.; WAKELING, J. Whole-body vibration exercise: are vibrations good for you? **British Journal of Sports Medicine**, London, v. 39, n. 9, p. 585-589, 2005. ISSN ISBN.

CARGNELUTTI, A. L.; QUINTAS, J. P. R.; GOMES, H. M. Análise do Nível de Vibração em Plataformas Vibratórias para Condicionamento Físico Frente à Norma ISO 2631. **Engenharia – Estudo e Pesquisa**, v. 11, n. 2, p. 16-27, jul./dez. 2011.

CARLSOO, S. The effect of vibration on the skeleton, joints and muscles. A review of the literature. **Applied Ergonomics**, Maryland Heights, v. 13, n. 4, p. 251-258, 1982. ISSN ISBN.

CARVALHO, J. A. M. D.; GARCIA, R. A. O envelhecimento da população brasileira: um enfoque demográfico. **Cad. Saúde Pública**, Rio de Janeiro, v. 19, n. 3, p. 725-733, Maio-Junho 2003.

CASEY, D. J. **Effects of Whole Body Vibration on Strength Gain in Untrained Subjects**. The University of Arizona. [S.I.]. 2013.

CLAFLIN, D. R. et al. Effects of high- and low-velocity resistance training on the contractile properties of skeletal muscle fibers from young and older humans. **J Appl Physiol**, v. 111, p. 1021–1030, july 2011.

COCHRANE, D. J. et al. A comparison of the physiologic effects of acute whole-body vibration exercise in young and older people. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 89, p. 815-821, 2008.

COLSON, S. S. et al. Whole-body vibration training effects on the physical performance of basketball players. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 24, n. 4, p. 999-1006, 2010.

CORDO, P. et al. Noise in human muscle spindles. **Nature**, October 1996.

COUTO, B. P. Efeito da vibração mecânica na direção da contração muscular durante o treinamento isométrico sobre o desempenho de membros inferiores. **Tese de pós-graduação da Escola de Engenharia da UFMG**, 2009.

COUTO, B. P. et al. Efeito da aplicação de vibração mecânica sobre a impulsão vertical. **Motriz**, Rio Claro, v. 18, n. 3, p. 414-422, jul./set. 2012.

COUTO, B. P. et al. Efeito crônico do treinamento de força com vibração localizada sobre a velocidade de corrida. **Motricidade**, v. 11, n. 1, p. 98-107, 2015.

DA SILVA, M. E. et al. Effects of different frequencies of whole body vibration on muscular performance. **Biology of Sport**, Warsaw, v. 23, n. 3, p. 267-282, 2006.

DA SILVA, R. G. et al. Efeito do treinamento vibratório na força muscular e em testes funcionais em idosos fisicamente ativos. **Revista Brasileira Cineantropometria Desempenho Humano**, 2009. 166-173.

DANTAS, E. H. M. **A Prática da Preparação Física**. 3<sup>a</sup>. ed. Rio de Janeiro: Shape, 1995.

DE GAIL, P.; LANCE, J. W.; NEILSON, P. D. Differential effects on tonic and phasic reflex mechanisms produced by vibration of muscles in man. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**, v. 29, n. 1, p. 1-11, 1966. ISSN ISBN.

DELECLUSE, C.; ROELANTS, M.; VERSCHUEREN, S. Strength Increase after Whole-Body Vibration Compared with Resistance Training. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 35, n. 6, p. 1033-1041, 2003.

DICKERSON, C. et al. IMMEDIATE EFFECTS OF LOCALIZED VIBRATION ON HAMSTRING AND QUADRICEP MUSCLE PERFORMANCE. **The International Journal of Sports Physical Therapy**, v. 7, n. 4, p. 381-387, ago. 2012.

FALLON, J. B.; CARR, R. W.; MORGAN, D. L. Stochastic resonance in muscle receptors. *Journal of neurophysiology*, v. 91, n. 6, p. 2429-2436, 2004.

FARTHING, J. P.; CHILIBECK, P. D. The effects of eccentric and concentric training at different velocities on muscle hypertrophy. *Eur J Appl Physiol*, v. 89, p. 578–586, May 2003.

FERREIRA, J. C. Respostas neuromusculares agudas e subagudas ao treinamento de força isométrica com vibração mecânica localizada associada. *Dissertação (Mestrado em Ciências do Esporte) – Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais*, Belo Horizonte, p. 118, 2010.

FIELDING, R. A. et al. High-Velocity Resistance Training Increases Skeletal Muscle Peak Power in Older Women. *Journal of the American Geriatrics Society*, v. 50, n. 4, p. 655–662, 2002.

FOLLAND, J. P.; WILLIAMS, A. G. Morphological and neurological contributions to increased strength. *Sports medicine*, v. 37, n. 2, p. 145-168, 2007.

FORAN, B. Advantages and disadvantages of isokinetics, variable resistance and free weights. *National Strength and Conditioning Association Journal*, 1985.

FRAZÃO, P.; NAVEIRA, M. Prevalência de osteoporose: uma revisão crítica. *Rev Bras Epidemiol*, v. 9, n. 2, p. 206-2014, 2006.

GARCÍA-PALLARÉS, J.; IZQUIERDO, M. Strategies to optimize concurrent training of strength and aerobic fitness for rowing and canoeing. *Sports Med*, v. 41, p. 329-343, 2011.

GERODIMOS, V. et al. The acute effects of different whole-body vibration amplitudes and frequencies on flexibility and vertical jumping performance. *Journal of Science and Medicine in Sport*, ago. 2010. 438-443.

GODOY, E. S. *Fitness*. Rio de Janeiro: [s.n.], 1994.

GOEL, V. K.; PARK, H.; KONG, W. Investigation of vibration characteristics of the ligamentous lumbar spine using the finite element approach. *Journal of Biomechanical Engineering*, v. 116, n. 4, p. 377-383, 1994.

GRIFFIN, L. et al. Muscle vibration sustains motor unit firing rate during submaximal isometric fatigue in humans. *Journal of Physiology*, v. 535, n. 3, p. 929-936, 2001.

GRIFFIN, M. J. Frequency-dependence of psychophysical and physiological responses to hand-transmitted vibration. *Industrial health*, v. 50, n. 5, p. 354-369, 2012.

GURJÃO, A. L. D. et al. Effect of strength training on rate of force development in older women. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, v. 83, n. 2, p. 268-275, 2012.

HAKKINEN, K. et al. Changes in electromyographic activity, muscle fibre and force production characteristics during heavy resistance/power strength training in middle-aged and older men and women. *Acta Physiologica Scandinavica*, v. 171, n. 1, p. 51-62, 2001.

HALLIDAY, D.; RESNICK, R.; WALKER, J. **Fundamentos de Física**. [S.I.]: Optica e Física Moderna, v. 4, 2012.

HENWOOD, T. R.; RIEK, S.; TAAFFE, D. R. Strength Versus Muscle Power-Specific Resistance Training in Community-Dwelling Older Adults. **Journal of Gerontology: MEDICAL SCIENCES**, v. 63, n. 1, p. 83–91, 2008.

HILL, A. V. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. **Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences**, 1938. 136-195.

HIRANO, E. S.; FRAGA, G. P.; MANTOVANI, M. TRAUMA NO IDOSO. **Simpósio: CIRURGIA DE URGÊNCIA E TRAUMA**, Ribeirão Preto, v. 40, n. 3, p. 352-357, jul./set. 2007.

HUMPHRIES, B. et al. The influence of vibration on muscle activation and rate of force development during maximal isometric contractions. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 3, p. 16-22, 2004.

HUNTER, G. R. . J. P. M. M. B. Effects of resistance training on older adults. **Sports medicine**, v. 34, n. 5, p. 329-348, 2004.

ISSURIN, V. B.; LIEBERMANN, D. G.; TENENBAUM, G. Effect of vibratory stimulation training on maximal force and flexibility. **Journal of Sports Sciences**, v. 12, p. 561-566, 1994. ISSN ISBN.

ISSURIN, V. B.; TENENBAUM, G. Acute and residual effects of vibratory stimulation on explosive strength in elite and amateur athletes. **Journal of Sports Sciences**, v. 17, p. 177-182, 1999.

ISSURUN, V. B. Vibrations and their applications in sports. **Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, set. 2005. 324-336.

JACKSON, S. W.; TURNER, D. L. Prolonged muscle vibration reduces maximal voluntary knee extension performance in both the ipsilateral and the contralateral limb in man. **European Journal of Applied Physiology**, jan. 2003. 380-386.

KASAI, T.; KAWANISHI, M.; YAHAGI, S. The effects of wrist muscle vibration on human voluntary elbow flexion-extension movements. **Experimental Brain Research**, v. 90, p. 217-220, 1992.

KERRIGAN, D.; TODD, M.; DELLA CROCE, U. Gender differences in joint biomechanics during walking: normative study in young adults. **Am J Phys Med Rehabil**, v. 77, n. 1, p. 2-7, Jan-Feb 1998.

LUO, J. et al. Influence of resistance load on neuromuscular response to vibration training. **Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 23, n. 2, p. 420-426, 2009.

LUO, J.; MCNAMARA, B. P.; MORAN, K. A portable vibrator for muscle performance enhancement by means of direct muscle tendon stimulation. **Medical Engineering and Physics**, v. 27, p. 513-522, 2005a.

LUO, J.; MCNAMARA, B.; MORAN, K. The use of vibration training to enhance muscle strength and power. **Sports Medicine**, Auckland, v. 35, n. 1, p. 23-41, 2005b.

LUO, J.; MCNAMARA, B.; MORAN, K. Influence of resistance load on electromyography response to vibration training with submaximal isometric contractions. **International Journal of Sports Science and Engineering**, v. 1, p. 45-54, 2007.

LUO, J.; MCNAMARA, B.; MORAN, K. Acute and residual effects of vibratory stimulation on explosive strength in elite and amateur athletes. **Journal of sports sciences**, v. 26, n. 12, p. 1365-1373, 2008.

MACHADO, A. et al. Whole-body vibration training increases muscle strength and mass in older women: a randomized-controlled trial. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 20, n. 2, p. 200-207, 2010.

MANSFIELD, N. J. **Human response to vibration**. 1<sup>a</sup>. ed. Nova York: CRC Press, 2005.

MARCORA, S.; MILLER, M. The effect of knee angle on the external validity of isometric measures of lower body neuromuscular function. **Journal of Sports Science**, v. 18, p. 313-319, 2000.

MARÍN, P. J. et al. A comparison of training intensity between whole-body vibration and conventional squat exercise. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 21, p. 616-621, ago. 2011. ISSN 1050-6411.

MARÍN, P. J.; RHEA, M. R. Effects of vibration training on muscle power: a meta-analysis. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 24, n. 3, p. 871-878, 2010.

MARTIN, B. J.; PARK, H. -S. Analysis of the tonic vibration reflex: influence of vibration variables on motor unit synchronization and fatigue. **European Journal of Applied Physiology**, v. 75, p. 504-511, 1997.

MARTÍNEZ, L. et al. Stochastic Resonance in the motor system: effects of noise on the monosynaptic reflex pathway of the cat spinal cord. **Journal of Neurophysiology**, v. 97, p. 4007-4016, 2007.

MATTHEWS, P. B. C. The reflex excitation of the soleus muscle of the decerebrate cat caused by vibration applied to its tendon. **The Journal of Physiology**, v. 184, p. 450-472, 1966. ISSN ISBN.

MCARDLE, W. D.; KATCH, F. I.; KATCH, V. L. **do exercício: Energia, nutrição e desempenho humano**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2008.

MESTER, J. et al. Biological reaction to vibration - implications for sport. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 2, n. 3, p. 211-226, 1999.

MESTER, J.; KLEINÖDER, H.; YUE, Z. Vibration training: benefits and risks. **Journal of Biomechanics**, v. 39, p. 1056-1065, 2006.

MESTER, J.; SPITZENPFEIL, P.; YUE, Z. Vibration loads: potential for strength and power development. KOMI, P.V. (org): **Força e Potência no Esporte**, Porto Alegre, p. 503–516, 2006.

MILIAVACCA, A. IDENTIFICAÇÃO DOS COEFICIENTES DINÂMICOS DE MANCAIS EM MÁQUINAS ROTATIVAS ATRAVÉS DE RESPOSTAS AO DESBALANCEAMENTO E TÉCNICAS DE OTIMIZAÇÃO NÃO LINEAR. Universidade Federal do Paraná. Curitiba. 2015.

MYERS, J. et al. Physical Activity and Cardiorespiratory Fitness as Major Markers of Cardiovascular Risk: Their Independent and Interwoven Importance to Health Status. **Progress in cardiovascular diseases**, v. 57, n. 4, p. 306-314, 2015.

NAHAS, M. V. **Atividade física, saúde e qualidade de vida: conceitos e sugestões para um estilo de vida ativo**. 2. ed. Londrina: Midiograf, 2001.

OSAWA, Y.; OGUMMA, Y. Effects of vibration on flexibility: a meta-analysis. **J Musculoskelet Neuronal Interact**, v. 13, n. 4, p. 442-453, 2013.

PEREIRA, É. F.; TEIXEIRA, C. S.; SANTOS, A. D. Qualidade de vida: abordagens, conceitos e avaliação. **Rev. bras. Educ. Fís. Esporte**, v. 26, n. 2, p. 241-250, jun. 2012.

PEREIRA, M. I. R.; GOMES, P. S. C. Efeito do treinamento contra-resistência isotônico com duas velocidades de movimento sobre os ganhos de força. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 13, n. 2, p. 91-96, Mar /Abr 2007.

PETIT, P.-D. et al. Optimal whole-body vibration settings for muscle strength and power enhancement in human knee extensors. **Journal of electromyography and kinesiology**, v. 20, p. 1186-1195, 2010. ISSN 10.1016.

PETRELLA, J. K. et al. Contributions of force and velocity to improved power with progressive resistance training in young and older adults. **European journal of applied physiology**, v. 99, n. 4, p. 343-351, 2007.

PIZZIGALLI, L. et al. The contribution of postural balance analysis in older adult fallers: A narrative review. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, 2015.

POSTON, B. et al. The acute effects of mechanical vibration on power output in the bench press. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 21, n. 1, p. 199-203, 2007.

RAMALHO, J. R. D. O. et al. NÍVEL DE ATIVIDADE FÍSICA E FATORES ASSOCIADOS AO SEDENTARISMO EM USUÁRIOS DE UMA UNIDADE BÁSICA DE SAÚDE EM BELO HORIZONTE, MINAS GERAIS. **Revista Brasileira de Enfermagem**, Belo Horizonte, v. 18, n. 2, p. 426-432, 2014.

RANDALL, J. M.; MATTHEWS, R. T.; STILES, M. A. Resonant frequencies of standing humans. **Ergonomics**, v. 40, n. 9, p. 879-886, 1997.

RAO, S. S. **Vibrações Mecânicas**. 4<sup>a</sup>. ed. [S.I.]; revisor técnico José Juliano de Lima Junior; tradução Arlete Simille. – São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2008.

REID, K. F.; FIELDING, R. A. Skeletal Muscle Power: A critical determinant of physical functioning in older adults. **Exerc Sport Sci Rev**, v. 40, p. 4-12, 2012.

RIBOT-CISCAR, E.; ROSSI-DURAND, C.; ROLL, J.-P. Muscle spindle activity following muscle tendon vibration in man. **Neuroscience letters**, v. 258, n. 3, p. 147-150, 1998.

RITTWEGER, J. Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be. **European journal of applied physiology**, v. 108, n. 5, p. 877-904, 2010.

RITTWEGER, J. et al. J. RITTWEGER; G. BELLER; J. EHRIG; C. JUNG; U. KOCH; J. RAMOLLA; F. SCHMIDT; D. NEWITT; S. MAJUMDAR; H. SCHIESSL; D. FELSENBERG. **Bone**, v. 27, n. 2, p. 319-326, 2000.

RITTWEGER, J.; BELLER, G.; FELSENBERG, D. Acute physiological effects of exhaustive whole-body vibration exercise in man. **Clinical Physiology**, v. 20, n. 2, p. 134-142, 2000.

ROBBINS, D. et al. Effects of Vibration on Dynamic and Stabiliser Muscle Activities During the Press Up. **Sport and Art**, 2014. 19-24.

ROELANTS, M.; DELECLUSE, C.; VERSCHUEREN, S. M. Whole-Body-Vibration Training Increases Knee-Extension Strength and Speed of Movement in Older Women. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 52, p. 901-908, 2004.

ROLL, J. P.; VEDEL, J. P.; RIBOT, E. Alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: a microneurographic study. **Experimental Brain Research**, v. 76, p. 213-222, 1989.

ROMAIGUÈRE, P. et al. Differential activation of motor units in the wrist extensor muscles during the tonic vibration reflex in man. **Journal of Physiology**, v. 444, p. 645-667, 1991.

RONNESTAD, B. R. Comparing the performance-enhancing effects of squats on a vibration platform with conventional squats in recreationally resistance-trained men. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 18, n. 4, p. 839-845, 2004.

ROTHMULLER, C.; CEFARELLI, E. Effects of vibration on antagonist muscle coactivation during progressive fatigue in humans. **The Journal of Physiology**, v. 485, p. 857-864, 1995.

RUBIN, C. et al. Prevention of bone loss in a post-menopausal population by low-level biomechanical intervention. **BONE**, v. 23, p. 174f, 1998.

SAAVEDRA, S. L. et al. Vibration-Induced Motor Responses of Infants With and Without Myelomeningocele. **Journal of the American Physical Therapy Association**, 2012. 537-550.

SAYERS, S. P.; GIBSON, K. A comparison of high-speed power training and traditional slow-speed resistance training in older men and women. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 24, n. 12, p. 3369-3380, 2010.

SCHOENFELD, B. J. Potential Mechanisms for a Role of Metabolic Stress in Hypertrophic Adaptations to Resistance Training. **Sports Medicine**, v. 43, n. 3, p. 179-194, 2013. ISSN 10.1007.

- SEIDEL, H. Myoelectrical reactions to ultra-low frequency and low-frequency whole body vibration. *European Journal of Applied Physiology*, v. 57, p. 558-562, 1988.
- SERRAVITE, D. H. et al. Loading and concurrent synchronous whole-body vibration interaction increases oxygen consumption during resistance exercise. *Journal of sports science & medicine*, v. 12, n. 3, p. 47, 2013.
- SHEPSTONE, T. N. et al. Short-term high- vs. low-velocity isokinetic lengthening training results in greater hypertrophy of the elbow flexors in young men. *J Appl Physiol*, v. 98, p. 1768–1776, January 2005.
- SIGNORILE, J. F. et al. Early plateaus of power and torque gains during high- and low-speed resistance training of older women. *J Appl Physiol*, v. 98, p. 1213–1220, 2005.
- SILVA, H. R. Treinamento com adição de vibração na direção do encurtamento muscular: desenvolvimento de equipamento e verificação de adaptações agudas ao treinamento. **Tese de doutorado, Universidade Federal de Minas Gerais, programa de pós-graduação em engenharia mecânica**, 2009.
- SILVA, H. R.; COUTO, B. P.; SZMUCHROWSKI, L. A. Effects of mechanical vibration applied in the opposite direction of muscle shortening on maximal isometric strength. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, v. 22, n. 4, p. 1031-1036, 2008.
- SILVA, N. L.; FARINATTI, P. T. V. Influência de variáveis do treinamento contra-resistência sobre a força muscular de idosos: uma revisão sistemática com ênfase nas relações dose-resposta. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v. 13, n. 1, Janeiro/Fevereiro 2007.
- SIQUIEROLI, W. A.; ARAÚJO, C. A. **DISPOSITIVO MECÂNICO PARA GERAÇÃO PROGRAMADA DE TORQUE RESISTENTE**. PI 1003925-2 A2, 11 fev. 2014.
- SOUZA, L.; PATRÃO, M.; VICENTE, H. Famílias e envelhecimento: O último estágio do ciclo. *Lidel – Edições Técnicas, Ida.*, Lisboa, 2012. 255-271.
- SOUZA, M. P. **Dispositivo de resistência com vibrações mecânicas para treinamento muscular**. Universidade Federal de Uberlândia. Uberlândia, p. 126. 2012.
- SQUIEROLI, W. A. **Desenvolvimento de um sistema de geração de resistência para aparelhos de musculação e fisioterapia**. Universidade Federal de Uberlândia. Uberlândia, p. 120. 2007.
- TANIMOTO, M.; ISHII, N. Effects of low-intensity resistance exercise with slow movement and tonic force generation on muscular function in young men. *J Appl Physiol*, v. 100, p. 1150–1157, 2006.
- THOMPSON, W. T. **Theory of vibration with applications**. London: George Allen & Unwin, 1988.
- TORVINEN, S. et al. Effect of 8-Month Vertical Whole Body Vibration on Bone, Muscle Performance, and Body Balance: A Randomized Controlled Study. *Journal of bone and mineral research*, v. 18, n. 5, p. 876-884, 2003.

VERSCHUEREN, S. M. et al. The effects of whole-body vibration training and vitamin D supplementation on muscle strength, muscle mass, and bone density in institutionalized elderly women: A 6-month randomized, controlled trial. **Journal of bone and mineral research**, v. 26, n. 1, p. 42-49, 2011.

VON STENGEL, S. et al. Effect of whole-body vibration on neuromuscular performance and body composition for females 65 years and older: a randomized-controlled trial. **Journal of medicine & science in sports**, v. 22, n. 1, p. 119-127, 2012.

WAKELING, J. M.; NIGG, B. M. Soft tissue vibrations in the quadriceps measured with skin mounted transducers. **Journal of Biomechanics**, v. 34, p. 539-543, 2001.

WILCOCK, I. M. et al. Vibration training: could it enhance the strength, power, or speed of athletes? **Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 23, p. 593-603 2009.

YOOSIFINEJAD, A. K.; TORKAMAN, G.; FIROOZABADI, S. M. Effect of Tendon and Bulk Vibration of The Soleus Muscle on the Threshold and Positive Slope of the H-Reflex Recruitment Curve. **Turkish Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 61, n. 1, p. 18-22, mar. 2015.

YUE, Z.; MESTER, J. A model analysis of internal loads, energetics, and effects of wobbling mass during the whole-body vibration. **Journal of Biomechanics**, v. 35, p. 639-647, 2002

# CAPÍTULO VII

## APÊNDICES

### APÊNDICE A

**PEDIDO DE PATENTE DEPOSITADO Nº: BR 202015020471 5**

**“DISPOSITIVO PARA TREINAMENTO E REABILITAÇÃO DOS FLEXORES DO COTOVELO COM SISTEMA MODULADOR DE TORQUE.”**

**Resumo:**

A presente invenção se refere a um dispositivo para ser utilizado em treinamento e reabilitação muscular dos flexores do cotovelo, nas formas concêntrica e excêntrica, que utiliza um sistema para geração de torque resistente, no lugar das pilhas de peso convencionais. O dispositivo, objeto da presente invenção, é capaz de fornecer um perfil de resistência sempre próximo da máxima capacidade de produção de força dos flexores do cotovelo do indivíduo em qualquer velocidade de execução, controlando os efeitos perturbadores das forças de inércia e permitindo acréscimos infinitesimais de carga.

**Campo da Invenção:**

O dispositivo de que trata a presente invenção tem como principal finalidade a realização de treinamento muscular e reabilitação dos flexores do cotovelo através

da aplicação de resistência à contração do músculo esquelético, na forma desejada para cada treinamento, quaisquer que sejam as exigências de velocidade, aceleração ou perfil de torque resistente requerido pelo exercício. O dispositivo é caracterizado por utilizar, como sistema de carga, o modulador de torque proposto no pedido de patente PI 1003925-2 A2. A estrutura do dispositivo foi projetada para possibilitar a utilização do modulador mantendo as características de posicionamento de um equipamento scott convencional. Este dispositivo é similar a um equipamento scott convencional, porém possibilita o treinamento com maior segurança, seleção mais precisa da carga inicial, incrementos infinitesimais de sobrecarga, baixa dissipação de energia por atrito e comportamento preciso da resistência aplicada para o perfil de movimento desejado.

## APÊNDICE B

**Este questionário tem objetivo detecção de risco cardiovascular. Caso você marque um SIM, é fortemente sugerida a realização da avaliação clínica e médica.**

Por favor, leia atentamente cada questão e marque SIM ou NÃO.

1. Alguma vez seu médico disse que você possui algum problema cardíaco e recomendou que você só praticasse atividade física sob prescrição médica?  
 Sim  Não
2. Você sente dor no tórax quando pratica uma atividade física?  
 Sim  Não
3. No último mês você sentiu dor torácica quando não estava praticando atividade física?  
 Sim  Não
4. Você perdeu o equilíbrio em virtude de tonturas ou perdeu a consciência quando estava praticando atividade física?  
 Sim  Não
5. Você tem algum problema ósseo ou articular que poderia ser agravado com a prática de atividades físicas?  
 Sim  Não
6. Seu médico já recomendou o uso de medicamentos para controle da sua pressão arterial ou condição cardiovascular?  
 Sim  Não
7. Você tem conhecimento de alguma outra razão física que o impeça de participar de atividades físicas?  
 Sim  Não

### Declaração de Responsabilidade

Assumo a veracidade das informações prestadas no questionário “PAR-Q” e afirmo estar liberado(a) pelo meu médico para participação em atividades físicas.

Data:

---

Assinatura

## APÊNDICE C

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado (a) para participar da pesquisa intitulada TREINAMENTO MUSCULAR UTILIZANDO UM NOVO DISPOSITIVO DE RESISTÊNCIA ADAPTADO COM VIBRAÇÃO MECÂNICA, sob a responsabilidade dos pesquisadores **José Eduardo Arruda Neto, Cleudmar Amaral de Araújo, Márcio Peres de Souza, Renato Montandon de Lima, Silvio Soares Santos.**

Nesta pesquisa buscamos entender o desenvolvimento da força utilizando métodos de treinamento baseados na velocidade e na aplicação de vibração mecânica. Será adaptado um protocolo de treinamento resistido (musculação) com 6 semanas de treinos, as séries variam entre lentas e rápidas, utilizando cargas leves e pesadas e com adição de vibração. Será avaliada a força, a potência e o sinal elétrico dos músculos flexores do cotovelo (eletromiografia) através de eletrodos aderidos à pele. O objetivo deste trabalho é entender como os fundamentos do treinamento resistido (musculação) usando o sistema de resistência desenvolvido por Siquieroli (2007) afetam a capacidade de produção de força e potência depois de 6 semanas de treinamento. Vários estudos na área de treinamento físico veem tentando encontrar métodos e equipamentos que otimizem os resultados utilizando o treinamento resistido com velocidade aumentada associada à vibração assim como, seus impactos sobre o músculo esquelético. Nesse sentido, a utilização desse equipamento pode ser útil nessa busca.

O Termo de Consentimento Livre e Esclarecido será obtido pelo pesquisador José Eduardo Arruda Neto, graduado em Educação física, no primeiro momento todos os candidatos irão ao campus Educação Física – FAEFI - da Universidade Federal de Uberlândia (UFU) situado na Rua Benjamin Constant, 1286 - Bairro Aparecida - Uberlândia - MG, coletar dados de força e potência. Nas 6 semanas seguintes realizarão o treinamento no Laboratório de Projetos Mecânicos – LPM – da Faculdade de Engenharia Mecânica – FEMEC – na UFU, Av. João Naves de Ávila, 2121 - Bairro Santa Mônica Uberlândia - MG. Ao fim do treinamento retornarão a FAEFI para os testes finais.

Serão realizados, no campus Educação Física no Laboratório de fisiologia do desempenho (LAFIDE), dois tipos de testes. O primeiro será um teste de força máxima (1RM) ou seja, a maior carga que o indivíduo consegue deslocar em uma única repetição) que será realizado da seguinte maneira: começará com aquecimento específico de 20 repetições (exercício rosca direta) com intervalo de descanso de 3 minutos. Será pedido que realize duas repetições, se na primeira tentativa as duas repetições forem completadas será necessário uma segunda tentativa aumentando a carga após 3 minutos de descanso, e assim por diante até que não sejam completadas 2 repetições. Caso não for completada nenhuma repetição, na segunda tentativa a carga será diminuída. Com isso, a carga máxima é aquela que o indivíduo conseguir completar uma única repetição e não conseguir completar outra. No máximo 3 tentativas poderão ser feitas em um dia. O outro teste é o de potência com 55% da carga máxima (1RM) na rosca direta, realizando uma única repetição na maior velocidade possível. Os testes serão realizados antes e após o treinamento. O treinamento será realizado no campus Santa Mônica no LPM, a frequência é de 3x por semana alternando entre força e potência durante 6 semanas. Sendo que, em um dia realizarão treino de força 65% a 90% da carga máxima e no outro treino de potência com cargas que variam 30% a 60% da carga máxima. As séries variam de 2 a 6 para a força e de 4 a 6 para potência. A velocidade do treinamento foi de moderada a lenta para a força e rápido para a potência. Antes da realização dos testes, para inicio do treinamento, você esta

sendo informado detalhadamente sobre os procedimentos a serem realizados. Assinando um termo de consentimento livre e esclarecido e o questionário PAR-Q (O PAR-Q é um instrumento em forma de questionário denominado de Physical Activity Readiness Questionnaire (PAR-Q) ou Questionário de Prontidão para Atividade Física, proposto pelo American College of Sports Medicine, para detecção de risco cardiovascular e é considerado um padrão mínimo de avaliação pré-participação, uma vez que uma resposta positiva sugere a avaliação médica), declarando-se de acordo com sua participação voluntária no estudo. As etapas de testes e do treinamento serão acompanhadas pelo pesquisador e profissional de Educação Física José Eduardo Arruda Neto.

Em nenhum momento você será identificado. Os resultados da pesquisa serão publicados e ainda assim a sua identidade será preservada.

Você não terá nenhum gasto e ganho financeiro por participar na pesquisa. Quando necessário, será garantido o resarcimento de todas despesas tido em função da sua participação e de seu acompanhante com o estudo.

Os riscos consistem em lesões articulares, musculares e em tendões, são extremamente baixos e para minimizar ainda mais esses riscos serão feitos alongamentos e aquecimento antes dos testes e treinamentos. Caso sejam observados dores ou desconfortos articulares, musculares ou tendíneos os exercícios serão imediatamente interrompidos. Os benefícios oriundos da participação na pesquisa vão desde aumento da massa muscular, diminuição da gordura corporal, melhora das coordenações intra e inter musculares, melhorias cardiovasculares, aumento da força e da potência dos membros superiores. Caso necessário, em eventual dano decorrente da participação no estudo, o participante terá o direito de receber assistência integral e gratuita pelo tempo que for necessário pelo Sistema único de saúde (SUS). Será garantido, ao voluntário, o direito a indenização no caso de eventuais danos decorrentes da pesquisa conforme consta no Item IV.3.h da Resolução CNS nº 466 de 2012.

Você é livre para deixar de participar da pesquisa a qualquer momento sem nenhum prejuízo ou coação.

O TCLE foi elaborado EM DUAS vias, sendo que uma ficará retida com o pesquisador responsável e outra com o participante de pesquisa. As duas vias do TCLE deverão ser assinadas ao seu término pelo convidado a participar da pesquisa, ou por seu representante legal, assim como pelo pesquisador responsável, ou pela (s) pessoa (s) por ele delegada (s).

Qualquer dúvida a respeito da pesquisa, você poderá entrar em contato com um dos pesquisadores responsáveis pelo estudo no horário de 7:00 as 17:00: José Eduardo Arruda Neto – fone: (34)9692-5048, Cleudmar Amaral de Araújo – fone: (34)3239-4084, Márcio Peres de Souza – fone: (34)8882-1022, Renato Montandon de lima - fone: (34)3239-4084, Silvio Soares Santos - fone: (34)3239-4084, Laboratório de Projetos Mecânicos – LPM – da Faculdade de Engenharia Mecânica – FEMEC – na UFU, Av. João Naves de Ávila, 2121, bloco M - Bairro Santa Mônica Uberlândia – MG, CEP: 38408-100; fone: (34)3239-4084. Poderá também entrar em contato com o Comitê de Ética na Pesquisa com Seres-Humanos (CEP) (O CEP é um colegiado multi e transdisciplinar, independente, que existe nas instituições que realizam pesquisa envolvendo seres humanos no Brasil, criado para defender os interesses dos sujeitos da pesquisa em sua integridade e dignidade e para contribuir no desenvolvimento da pesquisa dentro de padrões éticos. O CEP é responsável pela avaliação e acompanhamento dos aspectos éticos de todas as pesquisas envolvendo seres humanos. Este papel está baseado nas diretrizes éticas internacionais (Declaração de Helsinque, Diretrizes Internacionais para Pesquisas Biomédicas envolvendo Seres Humanos – CIOMS) e brasileiras (Res. CNS 466/12 e complementares). De acordo com estas diretrizes: “toda pesquisa envolvendo seres humanos deverá ser submetida à apreciação de um CEP”. As atribuições do CEP são de papel consultivo e educativo, visando contribuir para a qualidade das pesquisas, bem como a valorização do pesquisador, que recebe o reconhecimento de que sua proposta é eticamente adequada.) – Universidade Federal de

Uberlândia: Av. João Naves de Ávila, nº 2121, bloco A, sala 224, Campus Santa Mônica – Uberlândia –MG, CEP: 38408-100; fone: (34)32394131 de 14:00 as 17:30.

Todas as páginas do TCLE deverão ser rubricadas pelo pesquisador responsável/pessoa por ele delegada e pelo participante da pesquisa/responsável legal.

Uberlândia, ..... de ..... de 2015

---

Assinatura dos pesquisadores

Eu aceito participar do projeto citado acima, voluntariamente, após ter sido devidamente esclarecido.

---

Participante da pesquisa